

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



**Estudo Biomecânico na Marcha de Indivíduos
Amputados de Membro Inferior**

José António Luz Viegas

VERSÃO FINAL

Outubro de 2017

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



**Estudo Biomecânico na Marcha de Indivíduos
Amputados de Membro Inferior**

José António Luz Viegas

VERSÃO FINAL

Dissertação realizada no âmbito do Mestrado em Engenharia Biomédica

Orientador: Professor Doutor João Manuel R. S. Tavares (FEUP/DEMec)

Co-orientador: Professora Doutora Andreia S. P. Sousa (ESS-PP)

Outubro de 2017

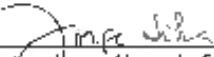
A Dissertação intitulada

"Estudo Biomecânico na Marcha de Indivíduos Amputados de Membro Inferior"

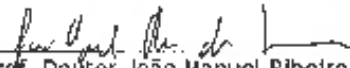
foi aprovada em provas realizadas em 19-10-2017

o júri


Presidente


Prof. Doutor Jorge Alves da Silva

Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Informática da FEUP - U.Porto


Prof. Doutor João Manuel Ribeiro da Silva Tavares

Professor Associado c/ Agregação do Departamento de Engenharia Mecânica da FEUP - U. Porto


Prof. Doutor Manuel Rubim Silva Santos

Professor Coordenador da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto

O autor declara que a presente dissertação (ou relatório de projeto) é da sua exclusiva autoria e foi escrita sem qualquer apoio externo não explicitamente autorizado. Os resultados, ideias, parágrafos, ou outros extratos tomados de ou inspirados em trabalhos de outros autores, e demais referências bibliográficas usadas, são corretamente citados.


Autor - José António Luiz Viegas

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Resumo

A presente dissertação enquadra-se especificamente na análise da marcha de indivíduos com amputações de membro inferior. A marcha é uma actividade da vida diária que apresenta um grande impacto relativamente a factores físicos, psicológicos e sociais. A análise da marcha tornou-se, então, numa ferramenta tanto de avaliação clínica como também de investigação do movimento humano.

A amputação, definida como o corte cirúrgico parcial ou total, de um determinado segmento corporal, sendo ainda conhecida como a cirurgia mais antiga da história da medicina. Ao longo dos anos foram sendo desenvolvidas diferentes próteses constituídas por diferentes materiais como madeira, couro e alumínio. Apesar de permitirem a locomoção aos amputados, a marcha é um padrão frequentemente atípico. Esta limitação tornou relevante a reabilitação dos amputados. O objectivo de colocar uma prótese pela questão estética ou para proporcionar uma mobilidade mínima tornou-se insuficiente. Actualmente a utilização de uma prótese tem como objectivo promover o conforto, associado ao padrão de marcha o mais semelhante ao padrão típico.

Tendo em consideração o exposto, foi estabelecido como objectivo para a presente dissertação, a realização de um estudo preliminar através de estudos de caso para os participantes e a realização de uma comparação de parâmetros espaciotemporais, cinemáticos, cinéticos e electromiográficos da marcha entre os indivíduos amputados e indivíduos sem qualquer patologia.

Esta Dissertação encontra-se dividida em duas partes: a primeira apresenta uma revisão bibliográfica de forma a abordar os conceitos teóricos da temática, como a anatomia e fisiologia do membro inferior, amputação e próteses, análise biomecânica e ferramentas/instrumentos para a sua realização e os conceitos do ciclo de marcha; a segunda parte baseia-se na realização do estudo prático referindo as metodologias, amostra, materiais, questões éticas, resultados e discussões de forma a realizar a comparação dos diversos parâmetros referidos anteriormente.

Palavras-Chave: Amputação; Biomecânica; Marcha; Prótese.

Abstract

The present dissertation is specifically focused on the gait analysis of individuals with lower limb amputations. At present, walking is an activity of daily living that has a great impact on physical, psychological and social factors. The gait analysis then became a tool for both clinical evaluation and research into human movement.

Amputation is defined as the partial or total surgical cut, of a certain body segment, is still known as the oldest surgery in the history of medicine. Over the years, different prostheses were made up of different materials such as wood, leather and aluminum. Although they allow the amputees to move, walking is an often atypical pattern. This limitation made the rehabilitation of amputees relevant. The goal of placing prosthesis on the esthetic issue or providing minimal mobility has become insufficient. Currently, the use of prosthesis has the objective of promoting comfort, associated to the gait pattern that is most similar to the typical pattern.

In view of the above, it was established as an objective for the present dissertation the accomplishment of a preliminary study through case studies for the participants and the accomplishment of a comparison of spatiotemporal, kinematic, kinetic and electromyographic parameters of gait between amputated individuals and individuals without any pathology.

This dissertation is divided into two parts: the first one presents a bibliographical review in order to approach the theoretical concepts of the subject, such as anatomy and physiology of the lower limb, amputation and prostheses, biomechanical analysis and tools/instruments for its accomplishment and the concepts of the gait cycle; The second part is based on the realization of the practical study referring the methodologies, materials, ethical questions, results and discussions in order to carry out the comparison of the several parameters previously mentioned.

Keywords: Amputation; Biomechanics; Gait; Prothesis.

Agradecimentos

Ao orientador Professor João Manuel R.S. Tavares pela disponibilidade, orientação e bases bibliográficas fornecidas para elaboração do que é o conhecimento teórico para aplicação na dissertação, tal como flexibilidade ao proporcionar a oportunidade de trabalhar no tipo de dissertação que eu pretendia realizar desde o início.

À co-orientadora Professora Andreia S.P. Sousa pela orientação, bases bibliográficas, apoio informativo relativamente à comissão de ética e apoio nos procedimentos práticos do estudo biomecânico.

Ao laboratório biomecânico, Centro de Estudos do Movimento e Actividade Humana (CEMAH), da Escola Superior de Saúde do Politécnico do Porto por facultar o espaço físico, equipamentos e *softwares* para realização do estudo biomecânico.

À Dra. Ermelinda Nicolau e ao Dr. Carlos Quelhas, directores da empresa Padrão Ortopédico, pelo interesse, apoio e parceria demonstrado pela temática da dissertação e facultar a ligação com os participantes.

Ao técnico ortoprotésico Rui Ribeiro da empresa Padrão Ortopédico por ter realizado a lista de contactos com todos os sujeitos interessados em participar no estudo da dissertação e apoio na elaboração dos dados relacionados com os dispositivos protésicos realizados.

A todos os participantes que demonstram interesse e participaram no estudo biomecânico.

Aos amigos de longa e curta data, da mesma e de diferentes áreas, que contribuíram e apoiaram incondicionalmente a realização deste estudo biomecânico.

Finalmente à minha família um agradecimento muito especial, por todos os motivos existentes e imagináveis, principalmente aos princípios que me ensinaram e pelo apoio constante e incansável.

A todos vós, o meu mais sincero agradecimento.

José António Luz Viegas

Índice

Resumo	ii
<i>Abstract</i>	iv
Agradecimentos	vi
Índice	viii
Lista de figuras	xii
Lista de tabelas.....	xiv
Abreviaturas, Acrónimos e Símbolos	xvi
Capítulo 1.....	17
Introdução	17
1.1 Objectivo Geral	18
1.2 Motivação.....	18
1.3 Estrutura da Dissertação	19
Capítulo 2.....	21
Análise do Ciclo de Marcha	21
2.1. Terminologia e Planos do Corpo Humano	21
2.2. Anatomia & Fisiologia.....	22
2.2.1. Processo Fisiológico da Marcha.....	27
2.3. Ciclo de Marcha	28
2.3.1. Observação Detalhada do Ciclo de Marcha	30
2.3.2. Caracterização dos Parâmetros Gerais da Marcha	36
2.4. Modelos Biomecânicos.....	38
2.4.1. Teoria do Pêndulo Invertido	39
2.4.2. Teoria dos Seis Determinantes da Marcha	39
Capítulo 3.....	43
Análise de Marcha de Amputados	43
3.1. Amputação	44

3.2.	Próteses.....	46
3.2.1.	Componentes Protésicos.....	46
3.2.2.	Construção e Alinhamento	49
3.3.	Desvios Posturais	51
3.4.	Marcha dos Amputados	52
3.4.1.	Análise de Marcha dos Amputados Transtibiais.....	57
3.4.2.	Análise de Marcha dos Amputados Transfemorais	58
3.4.3.	Valores Gerais na Análise da Marcha de Amputados.....	59
Capítulo 4.....		63
Métodos de Análise do Movimento		63
4.1.	Sistemas de Medição do Movimento	64
4.2.	Parâmetros Espaciais e Temporais.....	64
4.3.	Parâmetros Cinemáticos	66
4.3.1.	Equipamento de Medição dos Parâmetros Cinemáticos.....	68
4.3.1.1.	Aspectos e Procedimentos do Sistema de Análise do Movimento	71
4.3.4.2.	Modelos Anatômicos	72
4.4.	Parâmetros Cinéticos	74
4.4.1.	Equipamentos de Medição dos Parâmetros Cinéticos	76
4.5.	Relação entre os Momentos, Velocidade Angular e Energia na Marcha	77
4.6.	Parâmetros Electromiográficos.....	81
4.6.1.	Tipos de Medição dos Parâmetros Electromiográficos	81
Capítulo 5.....		83
Estudo Experimental		83
5.1.	Caracterização da Amostra	84
5.2.	Instrumentos e Softwares.....	86
5.3.	Questões de Ética.....	86
5.4.	Procedimento do Estudo Biomecânico.....	87
5.5.	Resultados.....	94
5.6.	Discussão	99
Capítulo 6.....		105

Conclusão e Trabalhos Futuros	105
6.1. Conclusão.....	105
6.2. Limitações do Estudo	107
6.3. Trabalhos Futuros	107
Referências Bibliográficas.....	109
Anexos.....	117
I. Termo De Consentimento Informado.....	117
II. Questionário	119

Lista de figuras

Figura 1 - Posição anatômica, com 3 planos de referência e 6 direções fundamentais [1]. ..	22
Figura 2 - Representação do sistema ósseo do MI [1].	23
Figura 3 - Sistema muscular do MI, vista anterior e posterior [1].	25
Figura 4 - Representação dos movimentos do MI [1].	27
Figura 5 - Principais componentes da base funcional da marcha [2].	28
Figura 6 - Ciclo de marcha humana com as principais fases e períodos [15].	29
Figura 7 - Contacto Inicial: FRS do MI direito, na forma de vector no início (a) e fim (b) no contacto do calcanhar [1].	31
Figura 8 - Resposta de carga: FRS do MI direito após o CI, na forma de vector [1].	31
Figura 9 - Apoio médio: FRS do MI após o AI, na forma de vector, direccionado para a região do antepé [1].	32
Figura 10 - Apoio Final: FRS do MI após AM, na forma de vector [1].	33
Figura 11 - Pré-balanço: FRS do MI após AF, na forma de vector [1].	33
Figura 12 - Balanço inicial: FRS na forma de vector [1].	34
Figura 13 - Balanço médio: posicionamento dos membros nesta fase [1].	35
Figura 14 - Balanço final: posicionamento dos membros nesta fase [1].	35
Figura 15 - Músculos do MI Segundo as duas principais fases do ciclo de marcha [15].	36
Figura 16 - Modelos Biomecânicos a. Teoria dos Seis Determinantes da Marcha; b. Teoria do Pêndulo Invertido [32].	41
Figura 17- Níveis de amputação [33].	45
Figura 18 - Classificação das próteses. Prótese endosquelética (esquerda) e prótese exosquelética (direita) [34].	46
Figura 19 - Divisão dos encaixes por secção [35].	47
Figura 20 - (a) Joelho de bloqueio manual; (b) joelho de autofreio; (c) Joelho policêntrico; (d) Joelho de sistema hidráulico; (e) Joelho de microprocessador [41,42].	48
Figura 21 - Pé protésico não articulado, monoaxial e multiaxial (da esquerda para direita) [43].	49
Figura 22 - Pés de resposta dinâmica [43].	49
Figura 23 - Alinhamento das Próteses Transtibiais: Linha de construção (esquerda); Linha de carga (direita) [35].	51
Figura 24 - Alinhamento das Próteses Transfemorais. (a) Linha de construção; (b) Linha de carga [35].	51
Figura 25- Desvios posturais, inclinação excessiva e movimento de torção [35].	52

Figura 26 - Ciclo de Marcha dos Amputados [35].	54
Figura 27 - Base de balancim da teoria do pêndulo invertido [58].	55
Figura 28 - Valores médios de deslocamento de diferentes pés protésicos durante a fase de apoio [60].	56
Figura 29 - Parâmetros de estudo de análise do movimento [8].	64
Figura 30 - Parâmetros espaciais [73].	65
Figura 31- Parâmetros temporais [73].	66
Figura 32 - Definição da convenção dos ângulos dos segmentos anatómicos e articulares [8].	67
Figura 33 - Equipamento de análise de marcha utilizado em laboratório com 6 a 12 câmaras de movimento, 2 a 4 plataformas de força e sensores electromiografia [7].	69
Figura 34 - Marcadores passivos e aglomerados [73].	72
Figura 35 - Modelo Simples [73]	73
Figura 36 - Modelo de Vaughn (Cima) e de Helen Hayes (Baixo) [73].	74
Figura 37 - Relação entre os modelos anatómico, segmento e diagrama de corpo livre [8].	75
Figura 38 - Momentos típicos do tornozelo, joelho e anca durante a marcha [74].	78
Figura 39 - Velocidade angular típica do tornozelo, joelho e anca durante a marcha [74].	79
Figura 40 - Energia articular típica do tornozelo, joelho e anca durante a marcha [74].	81
Figura 41 - Câmaras Oqus utilizadas para a captação dos testes [97].	87
Figura 42 - Orientação da plataforma de força [98].	88
Figura 43 - Esquematização do modelo anatómico sobre o esqueleto humano, através dos Modelos Anatómico Simples e Vaughan Modificado.	91
Figura 44 - Biosignalsplux, dispositivo que recolhe e digitaliza os sinais dos sensores e transmite ao computador [105].	92
Figura 45 - Visualização da percentagem dos marcadores visualizados ao longo do teste e os vectores das forças por plataforma.	94
Figura 46 - Variação das forças F_z durante a fase de apoio de um ciclo de marcha [69].	99

Lista de tabelas

Tabela 1 - Articulações sinoviais do MI [13].	24
Tabela 2 - Acção muscular segundo a região dos segmentos corporais [14-16].	26
Tabela 3 - Determinação dos principais objectivos e grupos musculares nos períodos do ciclo de marcha [8].	30
Tabela 4 - Valores médios e desvios padrões de parâmetros gerais espaciotemporais [21,22].	36
Tabela 5 - Valores médios e desvios padrões de parâmetros gerais cinemáticos [21-23].	37
Tabela 6 - Valores médios e desvios padrões de parâmetros gerais cinéticos [21,22].	38
Tabela 7 - Classificação funcional segundo a utilização de uma prótese [3,4].	45
Tabela 8 - Posicionamento dos componentes de acordo a construção de próteses transtibiais e transfemorais [35].	50
Tabela 9 - Valores médios e desvios padrões de parâmetros espaciotemporais [59,63-65].	59
Tabela 10 - Valores cinemáticos das amplitudes articulares transtibiais e transfemorais [61,63].	60
Tabela 11 - Valores cinéticos dos picos de força e FRS [67,69, 71].	61
Tabela 12 - Características da amputação dos participantes.	85
Tabela 13 - Características das próteses dos participantes.	85
Tabela 14 - Posição e orientação dos eléctrodos nos músculos.	88
Tabela 15 - Colocação de eléctrodos colocados nos membros dos participantes.	90
Tabela 16 - Canais e eléctrodos dos músculos nos membros dos amputados.	92
Tabela 17 - Valores espaciotemporais do amputado transtibial.	94
Tabela 18 - Valores percentuais das fases do ciclo da marcha do amputado transtibial.	95
Tabela 19 - Valores espaciotemporais do amputado transfemoral.	95
Tabela 20 - Valores percentuais das fases do ciclo da marcha do amputado transfemoral.	96
Tabela 21 - Valores cinemáticos do amputado transtibial.	96
Tabela 22 - Valores cinemáticos do amputado transfemoral.	97
Tabela 23 - Valores cinéticos médios do amputado transtibial.	97
Tabela 24 - Valores cinéticos dos picos de força na fase de apoio do amputado transtibial.	97
Tabela 25 - Valores cinéticos médios do amputado transfemoral.	98
Tabela 26 - Valores cinéticos dos picos de força na fase de apoio do amputado transfemoral.	98

Abreviaturas, Acrónimos e Símbolos

Lista de Abreviaturas e Acrónimos

AF	Apoio Final
AI	Apoio Inicial
AM	Apoio Medial
AP	Ântero-posterior
AVD	Actividade de Vida Diária
BF	Balanço Final
BI	Balanço Inicial
BM	Balanço Medial
CI	Contacto Inicial
CG	Centro de Gravidade
CoM	Centro de Massa
CoP	Centro de Pressão
DLT	<i>Direct Linear Transformation</i>
DP	Desvio Padrão
DSP	<i>Dead Spot Phenomenon</i>
FRS	Força de Reacção ao Solo
LED	Díodo Emissor de Luz
MI	Membro Inferior
ML	Médio-lateral
PB	Pré-Balanço
SNC	Sistema Nervoso Central
SNP	Sistema Nervoso Periférico
vconf	Velocidade Confortável
vGRF	Força Vertical de Reacção ao Solo
vrapid	Velocidade Rápida
WLAN	<i>Wireless Local Area Network</i>

Lista de Símbolos

ω	Velocidade angular
α	Ângulo do segmento corporal
θ	Ângulo da articulação
A_x	Aceleração linear
$E_{c(l)}$	Energia cinética linear
$E_{c(a)}$	Energia cinética angular
E_p	Energia potencial gravítica
E_t	Energia total
F	Força
F_c	Força centrípeta
g	Aceleração gravítica
L	Comprimento de um segmento
m	Massa
M	Momento articular
N	Newton
P	Potência da articulação
P_m	Potência muscular
V_x	Velocidade linear
W	Energia muscular

Capítulo 1

Introdução

A análise biomecânica da marcha é uma temática que abrange diversas áreas científicas desde as diferentes áreas da saúde até à área de engenharia.

A análise biomecânica da marcha é uma ferramenta importante não só para diagnóstico de disfunções neuro-musculo-esqueléticas, como também para a avaliação da progressão de condições patológicas e/ou avaliação dos efeitos dos programas de reabilitação. Desta forma é possível classificar a natureza e gravidade, tal como a eventualidade da utilização de dispositivos médicos, como as próteses, de forma a reabilitar e proporcionar maior independência ao indivíduo [1,2].

A amputação é definida como o corte cirúrgico parcial (diferentes níveis) ou total de um segmento corporal, resultante de diferentes etiologias: vasculares, traumáticas, tumorais, congénitas ou infecciosas. Este corte vai levar a limitações da mobilidade do indivíduo e quanto maior o nível de amputação do membro maior a sua limitação. Independentemente do nível de amputação, esta é associada a incapacidade e/ou limitação da locomoção [3,4].

De forma a restaurar a capacidade de locomoção deste tipo de indivíduos, iniciou-se a elaboração de membros artificiais, denominados por próteses. Inicialmente as próteses foram concebidas para restabelecer algum movimento e proporcionar equilíbrio numa posição ortostática. Actualmente, o seu objectivo é restabelecer a funcionalidade e actividade do membro amputado, tal como melhorar o conforto do mesmo, respeitando a anatomia e fisiologia do indivíduo, proporcionar uma marcha mais simétrica, de forma a melhorar a estabilidade e segurança, ou como a estética do dispositivo ser o mais aproximada a um membro são, através da utilização de uma cosmética específica ao indivíduo. As próteses são dispositivos utilizados não só para a reabilitação de um indivíduo, mas também para actividades de vida diária, recreativas e desportivas [3-6].

O desenvolvimento das próteses tem acompanhado o investimento na investigação da sinergia entre a fisiologia humana, relativamente ao nível articular e segmentos corporais do

membro inferior e da engenharia relativamente a materiais e ao desenvolvimento do conhecimento na área da biomecânica.

1.1 Objectivo Geral

O desenvolvimento do tema desta dissertação “Estudo Biomecânico na Marcha de Indivíduos Amputados do Membro Inferior” tem como objectivo a realização de estudos de caso para cada participante, observando as suas características e da sua prótese, tal como os dados recolhidos e realizar uma comparação desses mesmos dados e informações dos parâmetros espaço-temporais, cinemáticos, cinéticos e electromiográficos do ciclo de marcha entre os indivíduos amputados com indivíduos com os membros inferiores intactos.

Para além de ser um estudo de caso para cada participante no presente estudo, este trabalho tem o objectivo de se realizar como um estudo preliminar, relativamente ao desenvolvimento de um protocolo, com bases e valores quantitativos, segundo o nível de actividade dos indivíduos amputados e tendo em conta o nível da amputação.

Numa primeira fase pretende-se adquirir o maior conhecimento teórico relativamente às temáticas da análise do ciclo de marcha, análise da marcha de amputados e os métodos e sistemas de análise do movimento. A segunda fase será a realização do estudo biomecânico, onde se refere a amostra, os materiais, os procedimentos, questões éticas os resultados e discussão onde serão analisados os valores obtidos e comparados com valores de indivíduos sãos.

1.2 Motivação

A origem desta dissertação foi encorajada pelo interesse na área de análise biomecânica do ciclo de marcha, sobretudo em indivíduos com uma patologia que os limita a realizar uma das principais actividades físicas do ser humano. Apesar dessa incapacidade, quando é colocado um novo membro artificial é possível observar uma diferença enorme e óbvia em termos da locomoção. No entanto essa locomoção apresentará lacunas devido a compensações de movimento e alguns desvios posturais para realização da marcha.

Através das ferramentas de análise biomecânica da marcha é possível diagnosticar, avaliar e investigar uma determinada patologia, mas também compreender os movimentos e a mecânica para sua realização e dessa forma procurar soluções não só para serem utilizadas na reabilitação mas no dia-a-dia do indivíduo [1,2,7].

Apesar dos valores dos parâmetros a serem observados sejam diferentes, é possível sempre melhorar e/ou reduzir essa diferença seja ao nível da reabilitação, seja ao nível da aplicação dos diferentes componentes existentes. A aplicação de próteses deve servir não só para ajudar o indivíduo amputado relativamente aos factores físicos, psicológicos e sociais, a prótese deve fazer a ligação física com o ambiente exterior a este, deve se tornar não no membro artificial e mecânico, mas no novo membro que faça parte do individuo.

Existe uma grande variabilidade de componentes de próteses, desde os joelhos protésicos, de mecânicos a microprocessadores até aos pés que não realizam qualquer movimento aos de resposta dinâmica com retorno do gasto energético [3-6].

1.3 Estrutura da Dissertação

A presente dissertação encontra-se organizada em seis capítulos, iniciando com um primeiro capítulo introdutório ao tema da dissertação, seguido de 3 capítulos de conteúdo teórico, o quinto capítulo aborda todo o trabalho experimental da dissertação e o último referente às conclusões e trabalhos futuros da dissertação.

O primeiro capítulo apresenta a introdução do trabalho da presente dissertação e no qual se baseia o enquadramento do trabalho, a motivação e o objectivo geral do mesmo.

O segundo capítulo inicia-se com a descrição dos conteúdos teóricos, abordando inicialmente conceitos de anatomia e fisiologia do membro inferior e posteriormente uma análise do ciclo de marcha, formulando uma divisão e observação detalhada da marcha até os principais modelos biomecânicos. O terceiro capítulo aborda os conceitos relativamente à amputação, próteses e seus componentes, referindo seguidamente a caracterização da marcha dos amputados. O quarto capítulo retrata os diferentes métodos e sistemas utilizados nos estudos da marcha, os principais parâmetros e o tipo de equipamentos e instrumentos utilizados para estudos biomecânicos.

O quinto capítulo debruça-se ao estudo biomecânico e onde se refere a amostra, os instrumentos utilizados, procedimento e metodologia do estudo, questões éticas, os resultados obtidos e ainda uma discussão dos resultados e trabalho experimental.

O último capítulo da presente dissertação, o sexto, expõe as conclusões do trabalho experimental, as limitações presentes no estudo biomecânico e ainda os trabalhos futuros possíveis e necessários para o desenvolvimento do conhecimento biomecânico na área de ortoprotesia.

Capítulo 2

Análise do Ciclo de Marcha

O estudo do movimento humano é realizado desde há muito tempo, mas foi durante a 2ª metade do século XX, que se iniciaram os estudos mais aprofundados relativamente à locomoção, de forma a reabilitar e de fornecer tratamento a veteranos da II Guerra Mundial [8,9].

A marcha é um processo que é desenvolvido nos primeiros anos de vida e, com o passar do tempo, o sistema sensoriomotor vai adaptar-se ao movimento, proporcionando uma marcha sem esforço consciente, resultando num processo simples e necessário nas actividades de vida diária (AVD) [10,11].

Actualmente, a marcha é uma ferramenta de diagnóstico de elevada importância na avaliação de patologias neuromusculares e músculo-esqueléticas, sejam elas de nível temporário, permanente, local ou geral. Cada indivíduo possui um comportamento específico na sua marcha, o que torna possível identificá-la. A marcha pode ser influenciada devido a diversos factores, estes podem ser extrínsecos/intrínsecos, fisiológicos/patológicos e ainda físicos/químicos [12].

O capítulo 2 “Análise do Ciclo de Marcha” apresenta uma abordagem aos conceitos gerais relativamente à terminologia do corpo humano e à anatomia e fisiologia do membro inferior, referindo os processos fisiológicos da marcha e os movimentos realizados pelo membro inferior. Com estes conceitos é possível analisar objectivamente todos os momentos da marcha, realizando uma divisão do ciclo de marcha de forma a obter uma exposição discriminada dos sucessivos movimentos. Para além do conhecimento do ciclo de marcha, deve-se compreender os modelos biomecânicos existentes da marcha, de forma a obter uma maior compreensão sobre este complexo processo.

2.1. Terminologia e Planos do Corpo Humano

O conceito da posição anatómica, também denominada por posição ortostática, é compreendida por uma posição de pé e erecta, com a face voltada para a frente e os membros superiores posicionados ao longo do corpo e com as faces palmares voltadas para a

frente. Um indivíduo está numa posição de supinação quando deitado de costas e numa posição de pronação quando deitado de barriga para baixo [13].

A posição do corpo afecta a descrição das partes do corpo, isto significa que uma determinada parte anatómica pode estar acima de outra na posição ortostática mas numa determinada posição, como a supinação ou pronação essas duas partes podem estar na mesma posição. Desta forma, para evitar eventuais confusões, os termos de descrição são baseados segundo a posição anatómica, independentemente da posição do indivíduo [1,2,13].

Os termos de descrição têm a funcionalidade de descrever partes do corpo humano. Segundo a figura 1 é possível verificar os 3 planos anatómicos e 6 direcções fundamentais. Para além das direcções mencionadas na figura 1, podem ainda ser aplicados termos que dependem da proximidade da linha medial num determinado plano, sendo o termo interno, mais próximo e o termo externo, mais afastado. Por fim, os termos superficial e profundo referem-se a uma estrutura mais perto da superfície do corpo e em direcção ao interior do corpo, respectivamente [1,2,13].

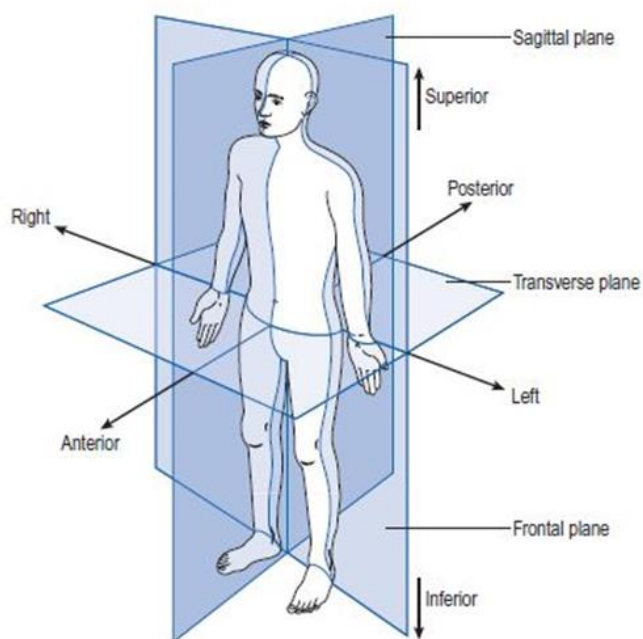


Figura 1 - Posição anatômica, com 3 planos de referência e 6 direcções fundamentais [1].

2.2. Anatomia & Fisiologia

O corpo humano encontra-se dividido segundo as regiões anatómicas. Esta dissertação realiza uma pequena abordagem ao nível do membro inferior (MI) sendo esta a região de incidência do trabalho.


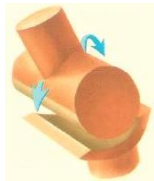

O MI encontra-se dividido segundo a região corporal, ou seja, coxa, perna e pé. A ligação entre o MI e corpo é realizada através da cintura pélvica. Esta estrutura é o principal

Relativamente ao sistema ósseo dos MI, apresenta um total de 62 ossos, que se prolongam desde os ilíacos da cintura pélvica até as falanges distais dos dedos do pé. Cada MI tem 1 osso ilíaco, 1 fémur, 1 tíbia, 1 perónio, 1 rótula, 7 ossos társicos, 5 ossos metatársicos e 14 falanges. Relativamente à cintura pélvica esta é constituída pelos ossos ilíacos, direito e esquerdo, que se articulam com o sacro [13-16]. De acordo com a representação da figura 2 é possível localizar os ossos do MI segundo a região corporal.



Ao nível do MI as articulações são maioritariamente do tipo sinovial. Este tipo de articulação contém líquido sinovial o qual permite um movimento considerável entre os ossos que se articulam. Os tipos de articulações sinoviais presentes no MI podem ser verificados na tabela 1 [13].

Tabela 1 - Articulações sinoviais do MI [13].

Imagem	Tipo de Articulação Sinovial	Definição	Articulações
	Enartrose (Esférica)	Consiste numa cabeça esférica na extremidade de um osso e num encaixe que é adjacente.	Articulação da Anca
	Trocleartrose (Forma em Roldana)	Consiste na escavação em forma de duplo cone, os troncos unem-se pela base menor, na extremidade que se aplica numa saliência correspondente do outro osso.	Articulações do Joelho/Tornozelo / Inter-falângica
	Anfiartrose (Plana)	Superfícies planas opostas de dimensões semelhantes no qual ocorre um deslizamento entre eles.	Articulação Tarso-metatarsica
	Condilartrose (Elíptica)	Articulações de forma elipsoidal, que não permite rotação.	Articulação Metatarso-falângica

O sistema muscular apresenta como principais características funcionais a contractilidade, capacidade de contracção segundo uma determinada força; excitabilidade, capacidade de resposta a um determinado estímulo; extensibilidade, capacidade de estiramento; e elasticidade, capacidade de retornar ao repouso após estiramento [13-15].

Para se realizar um determinado movimento é necessário que ocorra uma contracção muscular, aos quais existem 4 tipos de contracção: contracção isotónica, na qual é produzida uma tensão constante na contracção, ao qual ocorre um encurtamento do músculo; contracção isométrica, ocorre um aumento da tensão muscular mas o comprimento mantém-se constante; contracção concêntrica, com o aumento da tensão ocorre encurtamento muscular; e contracção excêntrica, com a produção de uma determinada tensão ocorre um aumento do comprimento muscular [13].

Quando se referencia o tónus muscular deve-se ter em conta que este é a tensão constante produzida pelos músculos durante períodos de tempo e é o principal responsável por manter os MI face à gravidade [15].

A musculatura do MI é dividida segundo os movimentos realizados ao nível dos segmentos corporais da coxa, perna, tornozelo, pé e os seus dedos [13,15].

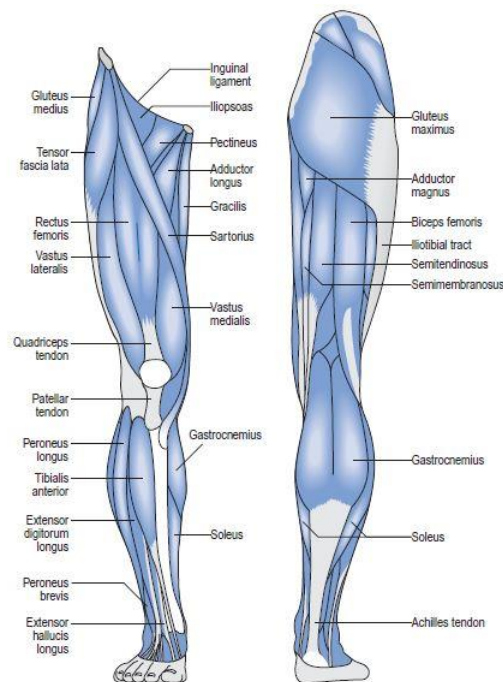


Figura 3 - Sistema muscular do MI, vista anterior e posterior [1].

O MI realiza diversos movimentos e, apesar de semelhantes, estes devem ser compreendidos segundo a região onde ocorre a acção. Esses movimentos podem ser definidos como:

- Flexão/Extensão da coxa, movimento da coxa nas direcções anterior e posterior, respectivamente;
- Abdução/Adução da coxa, movimento de elevação (abertura) no sentido lateral e depressão (encerramento) no sentido medial do membro;
- Rotação Interna/Externa da coxa, movimento de rotação do membro em direcção da região medial e lateral, respectivamente;
- Flexão/Extensão da perna, movimento da perna nas direcções posterior e anterior;
- Flexão Dorsal/Plantar do pé, movimento do pé na direcção anterior (flexão dorsal) e posterior (flexão plantar) da perna;
- Eversão/Inversão do pé, movimento que volta a superfície plantar para região medial ou lateral, respectivamente;
- Abdução/Adução do pé, movimento de afastamento ou aproximação da linha mediana no plano transversal [14-16].

Na tabela 2 é possível verificar um resumo das acções realizadas no MI, tal como os principais músculos que os realizam, de acordo com os segmentos corporais, anteriormente referidos.

Tabela 2 - Acção muscular segundo a região dos segmentos corporais [14-16].

Segmentos Corporais	Acção	Músculos
Anca e Coxa	Flexão	Pesoas Ilíaco/ Tensor da Fascia Lata/ Recto Anterior/ Costureiro/ Longo e Curto Adutor/ Pectíneo
	Extensão	Grande Glúteo/ Semitendinoso/ Semimembranoso/ Bicipite Crural/ Grande Adutor
	Abdução	Grande, Médio e Pequeno Glúteos/ Tensor da Fascia Lata/ Obturador Interno/ Gémeos Pélvicos (superior e inferior) / Piriforme
	Adução	Grande, Longo e Curto Adutores/ Pectíneo/ Recto Interno
	Rotação Interna	Tensor da Fascia Lata/ Médio e Pequeno Glúteo
	Rotação externa	Grande Glúteo/ Obturadores Externo e Interno/ Gémeos Pélvicos (superior e inferior) / Quadrado Crural/ Piriforme/ Grande, Longo e Curto Adutores
Perna, Tornozelo e Pé	Flexão	Gastronomeus (Medial e Lateral)/ Bicipite Crural/ Costureiro/ Semitendinoso/ Semimembranoso/ Poplíteo
	Extensão	Quadricipite Crural (recto anterior/ vasto interno e externo/ crural)
	Flexão Dorsal	Tibial e Peronial Anterior/ Extensor Comum dos Dedos/ Extensor do Grande Dedo
	Flexão Plantar	Gastronomeus/ Solear/ Tibial Posterior/ Curto e Longo Peronial Lateral/ Longo Flexor Comum dos Dedos/ Longo Flexor do Dedo Grande
	Eversão	Peronial Anterior/ Curto e Longo Peronial Lateral
	Inversão	Tibial Anterior e Posterior

Os dedos dos pés apresentam ainda movimentos de flexão/extensão como de abdução/adução. Relativamente à estrutura do pé, podem ocorrer outros dois movimentos compostos pela junção de 3 movimentos, como a pronação, junção das acções de eversão, flexão dorsal e abdução; e supinação, junção das acções de inversão, flexão plantar e adução [1,13-15].

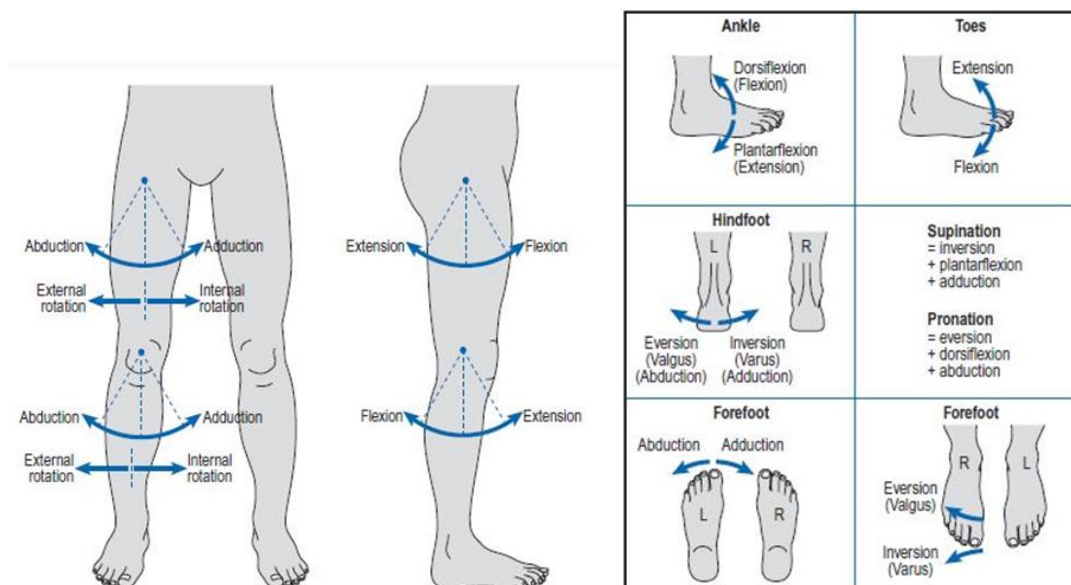


Figura 4 - Representação dos movimentos do MI [1].

2.2.1. Processo Fisiológico da Marcha

Segundo Enoka (1988), a locomoção é um processo que ocorre devido à sinergia entre a programação dos centros superespiniais e que envolve os padrões de actividade muscular da marcha [2]. O output neural que resulta dessa programação superespinal é como se fosse um comando transmitido para o tronco cerebral e medula espinhal. A execução desse comando envolve 2 componentes:

- A activação dos centros neurais inferiores que subsequentemente estabelecem a sequência dos padrões de actividade muscular;
- O feedback sensorial dos músculos, articulações e dos outros receptores modificam o movimento [2].

O movimento é realizado pela interacção entre o sistema nervoso central (SNC), o sistema nervoso periférico (SNP) e o sistema musculoesquelético. Desta forma quando os músculos são activados é gerado uma tensão nos mesmos, que vai criar uma determinada força e levar a um determinado momento, através das articulações [2,14].

Este processo é realizado através de uma sequência de acontecimentos que ocorrem durante a locomoção e que podem ser identificados e resumidos da seguinte maneira:

1. Registo e activação do comando de marcha no SNC;
2. Transmissão dos sinais de marcha para SNP;
3. Contração muscular que vai gerar consequentemente tensão nessa região;
4. Geração de forças e de momentos através das articulações;
5. Regulação das forças articulares e dos momentos dos segmentos rígidos do esqueleto baseados na sua antropometria;
6. Deslocamento dos segmentos de maneira a proporcionar uma marcha funcional;
7. Criação das forças de reacção ao solo (FRS) [2].

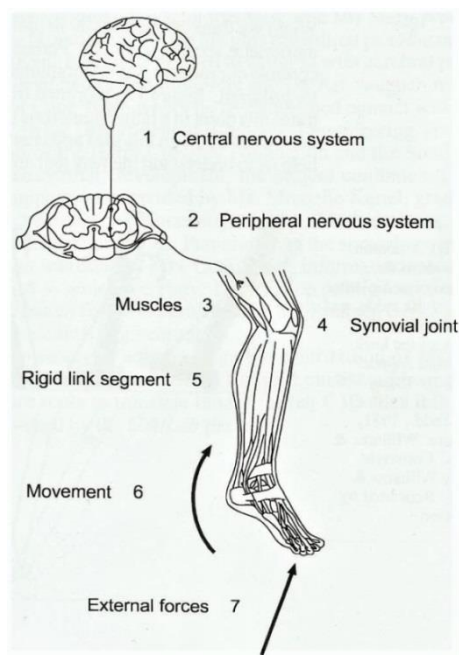


Figura 5 - Principais componentes da base funcional da marcha [2].

A realização da marcha depende do controlo motor, ou seja, padrão complexo e de coordenação dos sinais nervosos enviados para os músculos, que por sua vez, realizam movimento nas articulações, dessa forma movendo os segmentos corporais de uma determinada região. O SNC é onde são gerados os impulsos nervosos, não se localizam num só ponto mas numa rede de neurónios localizada nas diversas secções do cérebro e da espinhal medula [1].

2.3. Ciclo de Marcha

O ciclo de marcha consiste numa sucessão de movimentos rítmicos e alternados dos MI e tronco, provocando um movimento anterior do centro de gravidade corporal [17]. A marcha deve ser realizada num deslocamento que seja seguro ao indivíduo em posição bípede e de postura erecta com uma estabilidade adequada e o menor gasto energético possível [18].

O ciclo da marcha começa geralmente a partir de uma posição ortostática e é iniciado no momento que um dos pés entra em contacto com o solo, pela região posterior do pé. Cada ciclo é limitado a 2 contactos ao solo, um com o membro direito e outro com o esquerdo, cuja ordem da sequência não é relevante no ciclo [8,19].

A marcha é um ciclo de eventos compostos por 2 fases principais: a fase de apoio, que se inicia com o contacto do pé com o solo e termina com o momento em que a região anterior do pé se impulsiona e deixa de contactar o solo; e a fase de balanço, é a fase em que o pé se encontra suspenso, executado desde o último momento referido até o seguinte contacto [20].

As duas fases do ciclo de marcha têm uma duração de aproximadamente 60% para a fase de apoio e restantes 40% para fase de balanço. As duas fases dependem da velocidade do indivíduo, pois com o aumento da proporção da oscilação durante o apoio, ocorre um aumento da velocidade geral, reduzindo principalmente e gradualmente os períodos de duplo apoio, que acabam por desaparecer numa transição de marcha para corrida [20].

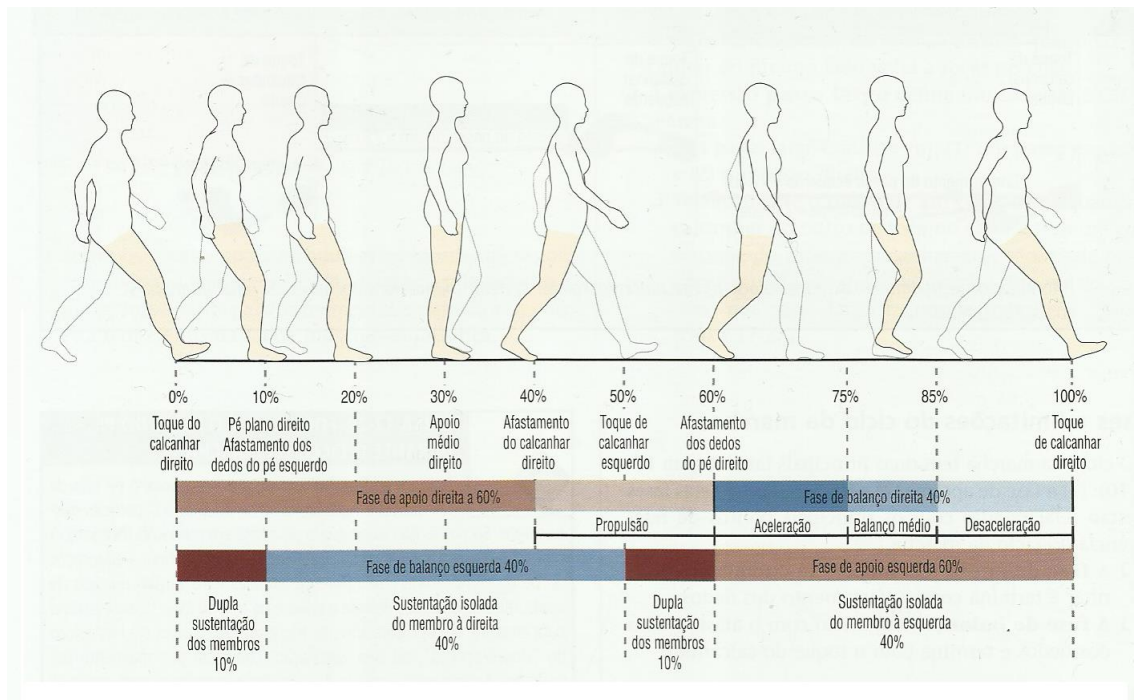


Figura 6 - Ciclo de marcha humana com as principais fases e períodos [15].

De acordo com a divisão geralmente realizada na investigação e análise do ciclo de marcha, a fase de apoio é subdividida em 5 períodos e a fase de balanço em 3 períodos [20]. Iniciando pela fase apoio a divisão é realizada da seguinte forma:

1. Contacto Inicial (0-2%) - momento exacto em que o pé contacta o solo (calcâneo);
2. Apoio Inicial/Resposta de Carga (2-10%) - momento prolongado até o retirar do pé oposto do solo;
3. Apoio Médio (10-30%) - momento inicial da saída do pé contralateral do solo e que continua até o peso corporal se encontrar na região anterior do pé apoiado;
4. Apoio Final (30-55%) - momento inicial da elevação do retropé e estende-se até o contacto inicial do pé oposto;
5. Pré-Balanço (55-60%) - momento de contacto inicial do pé contralateral e termina com a descolagem do antepé.

No seguimento do ciclo de marcha segue-se a fase de balanço:

6. Balanço Inicial (60-73%) - momento em que o pé de apoio perde o contacto com o solo e ocorre a aceleração do MI no sentido do movimento;
7. Balanço Médio (73-87%) - momento em que os dois membros cruzam e termina com a linha longitudinal da perna em suspensão;

8. Balanço Final (87-100%) - momento de desaceleração do MI, de preparação para contacto com o solo, originando um novo passo [19,20].

Sabendo a divisão dos períodos de ambas as fases é possível determinar os objectivos mecânicos e identificar quais são os principais grupos musculares a actuar em cada fase e período, tal como é demonstrado na tabela 3.

Tabela 3 - Determinação dos principais objectivos e grupos musculares nos períodos do ciclo de marcha [8].

Fase	Período	Objectivo Mecânico	Grupo Muscular
Fase de Apoio	Contacto Inicial	Posicionamento do pé, início da desaceleração	Flexores dorsais do tornozelo; Extensores da anca; Flexores do joelho
	Apoio Inicial/Resposta de Carga	Recepção da carga, estabilização da pélvis, desaceleração do corpo	Extensores do joelho; Abdutores da anca; Flexores plantares do tornozelo
	Apoio Médio	Estabilização do joelho, preservação do momento de força	Flexores plantares do tornozelo (contração isométrica)
	Apoio Final	Aceleração do corpo para frente	Flexores plantares do tornozelo (contração concêntrica)
	Pré-Balanço	Preparação do balanço do membro	Flexores da anca
Fase de Balanço	Balanço Inicial	Elevação do pé, variação da cadência	Flexores dorsais do tornozelo; Flexores da anca
	Balanço Médio	Suspensão do pé	Flexores dorsais do tornozelo
	Balanço Final	Desaceleração da coxa e perna, posicionamento do pé e preparação do contacto com o solo	Flexores do joelho; Extensores da anca; Flexores dorsais do tornozelo; Extensores do joelho

2.3.1. Observação Detalhada do Ciclo de Marcha

- Fase de Apoio: Contacto Inicial (CI)

O principal objectivo do CI é a colocação correcta do pé no instante que o calcanhar contacta o solo [20]. O tornozelo encontra-se em posição neutra no CI, o joelho encontra-se praticamente em extensão e a anca em flexão [1].

Através da contração muscular concêntrica dos músculos isquiotibiais e grande glúteo, a articulação da anca move-se na direcção de extensão, apresentando um momento de extensão interna. O joelho apresenta um momento flexor interno, devido aos músculos isquiotibiais que realizam uma contração muscular concêntrica de forma a prevenir a

hiperextensão. Neste momento ocorre produção de energia nas articulações da anca e do joelho e absorção de energia através do calcâneo e materiais compatíveis do calçado no instante de CI [1].

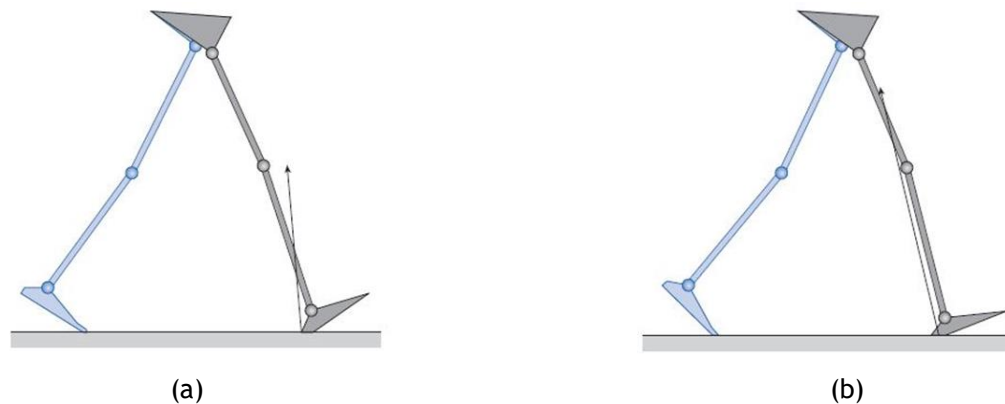


Figura 7 - Contacto Inicial: FRS do MI direito, na forma de vector no início (a) e fim (b) no contacto do calcão [1].

- Fase de Apoio: Apoio Inicial e/ou Resposta de Carga (AI)

A finalidade deste instante é realização de uma progressão suave através do movimento articular do tornozelo no amortecimento do peso corporal sobre a superfície plantar do pé. Neste momento ocorre o primeiro instante de duplo apoio [20]. O tornozelo inicia o movimento de flexão plantar, o joelho apresenta um movimento de flexão e a anca inicia o movimento de extensão [1].

Ao nível do tornozelo, esta apresenta um momento de flexão plantar externa que é realizada através de uma contracção excêntrica por parte do músculo tibial anterior. O joelho apresenta um momento de flexão interna devido a uma contracção excêntrica dos músculos do quadríceps crural, de forma a controlar a velocidade e amplitude articular. Relativamente à anca, realiza um momento de flexor interno devido à contracção muscular concêntrica por parte dos músculos isquiotibiais e grande glúteo [1].

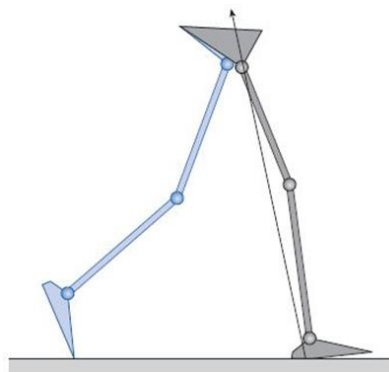


Figura 8 - Resposta de carga: FRS do MI direito após o CI, na forma de vector [1].

- Fase de Apoio: Apoio Médio (AM)

O objectivo principal do instante AM é assegurar a estabilidade articular da anca e joelho sobre um único apoio. Neste instante o membro contralateral inicia a fase de balanço [20]. A superfície plantar encontra-se em contacto total e a sua amplitude articular deixa de ser flexão plantar para dorsal, o joelho alcança o pico máximo da sua flexão e posteriormente estende-se, quanto à anca esta permanece em extensão [1].

O momento extensor interno da anca é gerado pela contracção dos músculos extensores. O joelho apresenta uma alteração do momento flexor externo para um momento extensor interno pela contracção concêntrica dos músculos do quadrícipite crural. Quanto ao tornozelo, sucedesse um aumento do momento interno da flexão plantar gerado pelo tríceps sural por contracção concêntrica e absorção de energética [1].

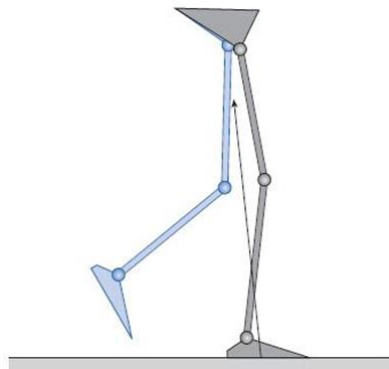


Figura 9 - Apoio médio: FRS do MI após o AI, na forma de vector, direccionado para a região do antepé [1].

- Fase de Apoio: Apoio Final (AF)

No seguinte momento, AF, o objectivo é a produção de uma aceleração adequada e comprimento do passo. A aceleração é o componente que exige maior parte da energia necessária para realização da marcha, aproximadamente 80% da energia [20]. O tornozelo vai realizar o pico de flexão dorsal devido ao levantamento do calcanhar, o joelho realiza a flexão e à anca continua a realizar a extensão [1].

Ao nível da anca, esta chega ao pico da extensão no instante de CI do membro contralateral mas com o levantamento do calcanhar ocorre um ligeiro aumento do momento interno de flexão da anca. O joelho apresenta uma contracção dos músculos do quadrícipite crural ao qual é criado um momento de extensão externo como resistência ao momento de interno de flexão. Relativamente ao tornozelo, este apresenta um aumento do momento de flexão interna que ocorre devido à contracção excêntrica na sinergia entre os músculos soleus e os gêmeos para absorção de energia [1].

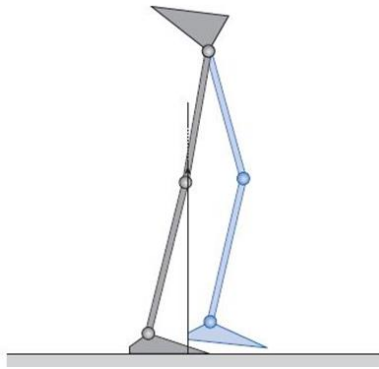


Figura 10 - Apoio Final: FRS do MI após AM, na forma de vector [1].

- Fase de Apoio: Pré-Balanço (PB)

A principal finalidade deste instante baseia-se na preparação da transição do membro em apoio para um momento de oscilação. Neste momento ocorre o segundo instante de duplo apoio [20]. Neste instante o tornozelo encontra-se em flexão plantar, o joelho encontra-se a realizar o movimento flexão tal como a anca [1].

A anca vai realizar o pico do momento de flexão interno durante o CI do membro contralateral, revertendo a direcção do movimento da anca e desta forma gerando energia. Quanto ao joelho, o vector da força localiza-se na região anterior, o que faz com que esta articulação altere a direcção do momento externo de extensão para flexão, e o momento interno de flexão para extensão. A contracção excêntrica do músculo recto femoral vai limitar a amplitude da flexão do joelho, de forma a realizar absorção de energia e prevenindo um movimento flexor brusco. Relativamente ao tornozelo, o resultado do momento de flexão dorsal é oposto pelo momento de flexão plantar, devido à contracção concêntrica do músculo tríceps sural [1].

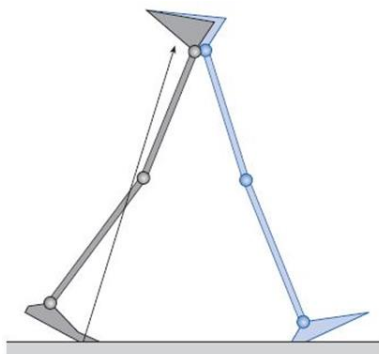


Figura 11 - Pré-balanço: FRS do MI após AF, na forma de vector [1].

- Fase de Balanço: Balanço Inicial (BI)

O primeiro instante da fase de balanço tem como principais objectivos a concretização de uma separação entre o pé e o solo adequada, e o alcance da cadência desejada da marcha

[20]. O tornozelo encontra-se a realizar a flexão plantar, o joelho encontra-se a realizar um movimento de flexão tal como a anca [1].

A anca apresenta um momento de flexão resultado da contracção dos músculos recto femoral, longo adutor e psoas ilíaco, influenciando o movimento flector do joelho. Este vai apresentar um pequeno momento extensor, devido à contracção excêntrica do recto femoral e restantes músculos do quadríceps crural, ocorrendo absorção de energia. Quanto ao tornozelo, o seu pico de flexão plantar deve-se à contracção muscular do tríceps sural, que termina antes da descolagem do pé do solo seguido da contracção do tibial anterior, ao qual ocorre uma redução das FRS e neste instante ocorre a geração de energia na região do tornozelo igual a zero [1].



Figura 12 - Balanço inicial: FRS na forma de vector [1].

- Fase de Balanço: Balanço Médio (BM)

Relativamente a este instante da fase de balanço, o principal interesse é manter a separação entre o pé e o solo [20]. Quanto aos movimentos articulares o tornozelo inicia a flexão dorsal, o joelho vai apresentar uma flexão, mas sem qualquer acção muscular, e a anca vai manter um determinado grau de flexão [1].

A anca apresenta um momento de flexão que é gerado tanto pela gravidade como pela contracção do recto femoral e dos adutores no início do movimento e contracção muscular do psoas ilíaco em combinação com a gravidade. O joelho apresenta um pequeno momento extensor devido à contracção dos músculos do quadríceps crural, principalmente do recto femoral. Quanto ao tornozelo, não sofre qualquer alteração dos seus momentos, sendo neste instante que atinge o seu pico de flexão plantar devido à contracção muscular do tríceps sural que termina antes da descolagem do pé do solo, seguido da contracção do tibial anterior [1].

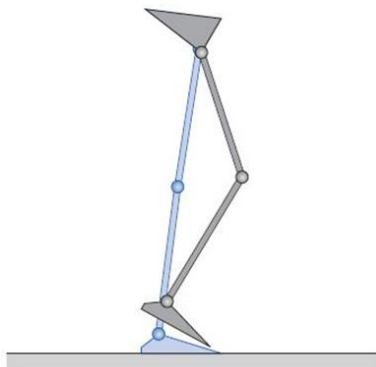


Figura 13 - Balanço médio: posicionamento dos membros nesta fase [1].

- Fase de Balanço: Balanço Final (BF)

No último instante da fase de balanço e conclusão de um ciclo de marcha, os principais objectivos baseiam-se na desaceleração da perna tal como na correcta colocação da superfície plantar no contacto com o solo [20]. Neste instante, a tíbia vai se encontrar numa posição vertical e a posição do tornozelo não é importante, o joelho apresenta uma extensão do joelho para o seguinte instante e anca tende a terminar a sua flexão [1].

Devido à posição vertical da perna, a anca sofre um aumento no momento de extensão gerado pela contracção dos isquiotibiais e grande glúteo, que inicia a contracção antes do seguinte instante, ao qual ocorre uma transferência do momento para a região corporal superior, recuperando energia cinética transmitida para o MI. O joelho demonstra um aumento do momento de flexão gerado numa contracção excêntrica dos isquiotibiais com absorção de energia, a qual ocorre em resposta do momento de extensão gerado pela inércia da oscilação da perna. Quanto ao tornozelo sofre uma pequena variação de energia e ocorre uma contracção muscular continua no tibial anterior de forma a controlar a posição do tornozelo [1].



Figura 14 - Balanço final: posicionamento dos membros nesta fase [1].

A intensidade das contracções dos principais músculos do membro inferior relacionados com o tempo e intensidade ao longo do ciclo de marcha pode ser verificado na seguinte figura.

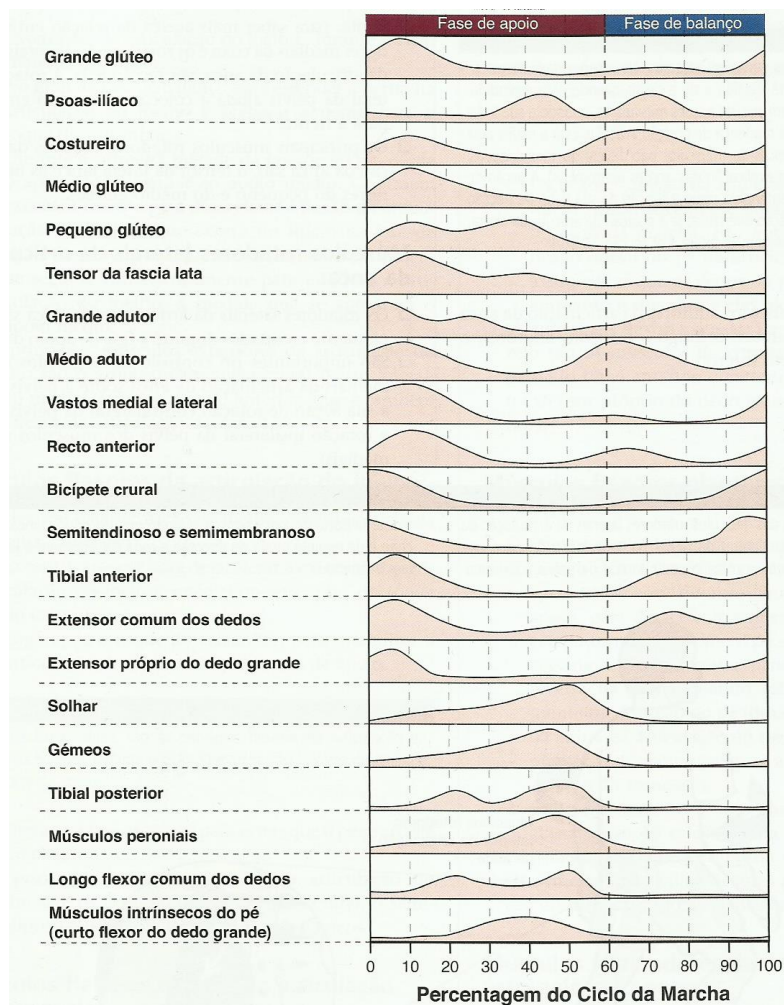


Figura 15 - Músculos do MI Segundo as duas principais fases do ciclo de marcha [15].

2.3.2. Caracterização dos Parâmetros Gerais da Marcha

O estudo da marcha humana apresenta diversos estudos realizados ao nível das diversas variáveis espaciotemporais, cinemáticas e cinéticas. De acordo com a tabela 4 é possível verificar valores gerais, relativamente aos parâmetros espaciotemporais, para indivíduos saudáveis.

Tabela 4 - Valores médios e desvios padrões de parâmetros gerais espaciotemporais [21,22].

Parâmetros Espaciotemporais	Valores Gerais	
	Valor Médio (VM)	Desvio Padrão (DP)
Cadência (passos/min)	113.48	7.78

Velocidade (m/s)	1.45	0.17
Tempo da Passada (s)	1.07	0.07
Comprimento da Passada (m)	1.53	0.13
Momento de Único Apoio (%)	41.22	2.67
Momento de Duplo Apoio (%)	23.86	4.30

Relativamente às variáveis da cinemática, é possível verificar a amplitude articular das articulações do MI como é demonstrado na tabela 5.

Tabela 5 - Valores médios e desvios padrões de parâmetros gerais cinemáticos [21-23].

Parâmetros Cinemáticos		Valores Gerais	
		VM	DP
Anca	Flexão	36.98	5.40
	Extensão	-11.04	5.53
	Abdução	-7.32	2.78
	Adução	6.34	2.08
	Rotação externa	36.79	18.28
	Rotação interna	21.66	16.04
Joelho	Flexão	49.06	11.0
	Extensão	5.23	6.52
Tornozelo	Flexão plantar	-10.62	6.52
	Flexão dorsal	15.49	4.57
Pélvis	Inclinação pélvica Anterior	12.18	4.60
	Rotação pélvica Máxima/Mínima	3.65 -3.49	1.50 1.77

Quanto às variáveis cinéticas do estudo da marcha, verifica-se que os momentos (Nm/kgm), FRS (%) e potências (W/kg) existentes no ciclo de marcha como são demonstrados na tabela 6.

Tabela 6 - Valores médios e desvios padrões de parâmetros gerais cinéticos [21,22].

Parâmetros Cinéticos		Valores Gerais	
		VM	DP
Anca	Momento Flexão	0.80	0.28
	Momento Extensão	-0.49	0.15
	Momento Adução	0.64	0.14
	Momento de Rotação externa e rotação interna	-0.09 0.09	0.03 0.03
	Potência Máxima	1.78	0.88
	Potência Mínima	-0.67	0.24
Joelho	Momento Flexão	0.07	0.14
	Momento Extensão	-0.33	0.12
	Potência Máxima	0.61	0.3
	Potência Mínima	-1.25	0.47
Tornozelo	Momento Flexão Plantar	0.08	0.03
	Momento Flexão Dorsal	0.95	0.10
	Potência Máxima	3.53	0.70
	Potência Mínima	-1.18	0.30
FRS Ântero-posterior Máxima		17.37	3.81
FRS Ântero-posterior Mínima		-18.86	2.97
FRS Médio-lateral Máxima		4.04	1.44
FRS Médio-lateral Mínima		-5.86	1.47
FRS Vertical		109.96	6.19

2.4. Modelos Biomecânicos

A marcha humana é o resultado de uma complexa interacção de forças musculares, movimentos articulares e de comandos motores neurais. Desde o último século que se tem vindo a estudar as variáveis internas que contribuem para o estudo da marcha, incluindo dados electromiográficos e forças de reacção ao solo, tal como os custos energéticos e metabólicos. Existem duas teorias que se associam ao estudo da marcha: a teoria do pêndulo invertido e os seis determinantes da marcha.

2.4.1. Teoria do Pêndulo Invertido

O modelo do pêndulo invertido refere que a marcha humana pode ser assemelhada ao mecanismo de um pêndulo, onde a energia cinética é convertida em energia potencial gravítica e vice-versa, mantendo cerca de 60 a 70% da energia mecânica [24]. A força mais importante e que determina o pêndulo invertido é a gravidade ($F=mg$) pelo que tem de ser no mínimo igual à força centrípeta ($F_c=mv^2/L$). A razão entre estas duas forças vai originar o número de Froude, demonstrado na seguinte expressão [25]:

$$n^{\circ} \text{ de Froude} = \frac{\text{Velocidade}^2 (v^2)}{\text{Aceleração Gravítica} (g) * \text{Comprimento da Perna} (L)} \quad (I)$$

Este modelo afirma que a maior parte do trabalho realizado durante a marcha não é realizado através trabalho muscular activo, mas por mecanismo passivo de troca de energia cinética e potencial, uma vez que o centro de gravidade (CG) por uma acção de pêndulo invertido oscila de acordo com o membro na fase de apoio, o que reduz o trabalho necessário para elevação e aceleração do centro de massa. Desta forma, a acção muscular necessária para realização da oscilação do membro é reduzida devido ao mecanismo semelhante a um pêndulo, à medida que o membro se desloca anteriormente [26].

Quando se realiza uma análise biomecânica do deslocamento do centro de massa, observa-se que no final do estado aéreo, os CG da cabeça, tronco e membros situam-se posteriormente ao membro mais anterior, durante a fase inicial de apoio, iniciando a elevação sobre o membro e seguido do contacto ao solo. A elevação do CG é gerada por energia cinética. Quando a elevação do CG atinge o ponto máximo vertical, na fase média de apoio, a velocidade do centro de massa diminui e neste momento realiza-se a conversão de energia cinética em energia potencial. A energia potencial é reconvertida em energia cinética no final da fase de apoio, quando o CG passa sobre o pé e dessa forma aumenta a velocidade [27].

Através deste processo é possível a transferência de energia entre os passos sucessivos realizados na marcha, bem como a manutenção do valor aproximado da constante do nível da energia mecânica total, ou seja, a soma da energia cinética e potencial [28].

2.4.2. Teoria dos Seis Determinantes da Marcha

Esta teoria caracteriza a marcha como um conjunto de mecanismos considerados determinantes na realização e padrões da marcha. Esses mecanismos baseiam-se nos diversos movimentos realizados pelo MI ao nível das articulações da anca, pélvis, joelho, tornozelo e pé, de forma a manter o CG num único plano horizontal. A estes movimentos chama-se de determinantes da marcha, e o objectivo desta teoria é maximizar a eficácia e diminuir o

gasto energético, de forma a absorver o choque e suavizar os pontos de inflexão do CG e FRS vertical [29,30].

O CG desloca-se duas vezes no eixo vertical durante um ciclo completo da marcha. O ponto de elevação máximo ocorre na metade da fase de apoio em que o membro que suporta o peso está em posição vertical. O ponto mais baixo ocorre quando os dois membros suportam o peso, ou seja, nas fases de duplo apoio. A ondulação do CG é representada por ciclo, com um deslizamento que pode chegar aos 5cm [28,31].

- Rotação pélvica - produz a diminuição na amplitude das oscilações verticais onde a pélvis oscila em relação ao eixo da região lombar da coluna vertebral. Pode se observar que um dos lados da pélvis desloca-se anteriormente, com o membro homolateral a oscilar na mesma direcção, e desta forma reduzindo os ângulos da pélvis e coxa e do membro com o solo e diminuindo a descida da pélvis durante o passo. A cintura pélvica roda alternadamente para direita e esquerda relativamente à linha de progressão a magnitude é aproximadamente de 8° e desta forma produz uma diminuição da ondulação vertical do CG de 1 cm;
- Inclinação da pélvis - o movimento do centro de massa é produzido pela inclinação lateral da pélvis, que implica a flexão do joelho do membro em oscilação que mantem a energia devido ao encurtamento do pêndulo;
- Flexão do joelho na fase de apoio (unilateral) - o joelho deve-se encontrar totalmente estendido no contacto entre a região do calcanhar e o solo para iniciar a fase de apoio do membro, flexionando quando o CG é deslocado aproximadamente 15° até toda a superfície plantar apoiar o solo. De seguida, o peso do corpo é transferido para o pé contralateral e ocorre a extensão do joelho até terminar a fase de apoio;
- Joelho e pé - o quarto e o quinto determinante quando combinados realizam o movimento do joelho e tornozelo. A articulação do tornozelo encontra-se em flexão dorsal no momento do contacto com o solo, e posteriormente, para colocar toda a superfície plantar, realiza a flexão plantar, desta forma o corpo aproxima-se do CG comum da posição ortostática. A rotação efectuada na articulação do tornozelo desloca-se sobre o calcanhar que suporta o peso, formando dois arcos no movimento que desaparecem devido à flexão do joelho.
- Deslocamento lateral da pélvis - o sexto determinando, o deslocamento lateral da pélvis, ocorre para conservar o equilíbrio corporal quando o membro se levanta do solo. O membro que realiza o suporte do peso encontra-se em adução, originando um movimento uniforme e facilitando a conservação de equilíbrio [1, 31].

A velocidade da marcha depende do comprimento do passo e não do aumento da cadência, isto significa que, os determinantes da marcha são factores que permitem uma maior velocidade de deslocamento sem aumentar a cadência da marcha [4].

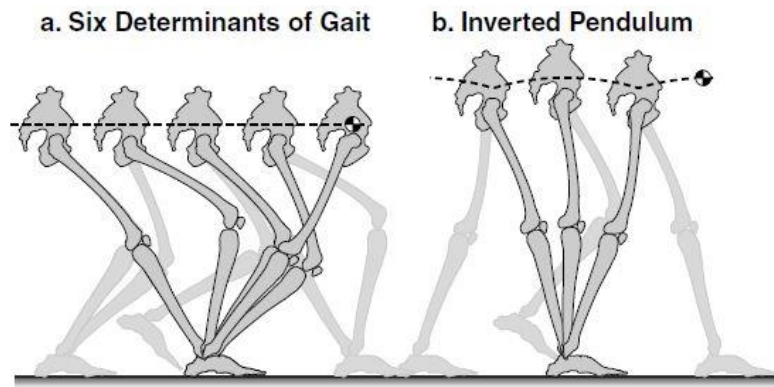


Figura 16 - Modelos Biomecânicos a. Teoria dos Seis Determinantes da Marcha; b. Teoria do Pêndulo Invertido [32].

Capítulo 3

Análise de Marcha de Amputados

Segundo Dennis Barbosa, a amputação é a cirurgia mais antiga realizada na história da medicina. A descrição mais antiga sobre a descrição de técnicas de amputação pertence a Hipócrates (460-377 a.C.), considerado o pai da medicina científica daquela época [3,4].

Foi a partir de eventos históricos como as guerras que se iniciou o estudo mais aprofundado em relação a indivíduos amputados, devido ao aumento do conhecimento e da prática médica cirúrgica relativamente aos meios de amputação e formas do coto. Actualmente, sabe-se o mesmo ou pouco mais que algumas décadas atrás ao nível da prática cirúrgica, no entanto, as próteses tornaram-se ferramentas de estudo para optimização da qualidade de vida dos amputados e no qual tem ocorrido uma evolução relativamente aos componentes [3,4].

Como referido anteriormente, no capítulo 2, o estudo do movimento humano tornou-se mais aprofundado após a segunda guerra mundial, principalmente a quantidade de amputados e as suas necessidades de reabilitação.

Para realização da marcha do amputado é necessário que este seja capaz de realizar 4 condições essenciais da locomoção: cada MI deve ser capaz de suportar o restante corpo sem colapsar; manter o equilíbrio estático e dinâmico na fase de apoio de cada membro; deslocar o membro para uma posição que sirva de apoio na fase de balanço; e ambos os membros devem ser capazes de produzir energia suficiente para movimentar o restante corpo [4].

A marcha apresenta-se como uma simples actividade, mas para indivíduos amputados pode se tornar num processo bastante complexo, que influência nos padrões da marcha, dificultando a execução da actividade e originando movimentos não naturais e incorrectos do membro. Isto significa que, a sinergia entre os sistemas que permitem a marcha foi danificada e necessita de ser avaliada, de forma a proporcionar uma locomoção apropriada tendo em conta as características do indivíduo [3,6].

O capítulo 3 “Análise de Marcha de Amputados” apresenta uma referência a conceitos gerais relativamente à amputação, próteses e seus os componentes. Através destes conceitos

e do capítulo 2 já abordado, sendo agora possível analisar a marcha de indivíduos amputados observando os principais desvios e dificuldades da marcha dos amputados.

3.1. Amputação

A palavra amputação é derivada do latim “ambiputatio” com significado: “ambi”, ao redor ou em volta de, e “putatio”, cortar ou retirar. Esta é definida como corte cirúrgico total ou parcial de um membro [3,4]. A amputação tem a preocupação inicial de excluir os tecidos moles e ósseos irremediáveis e posteriormente a reconstrução do membro, o coto, ao nível ósseo, muscular e cutâneo, com o objectivo de proporcionar maior funcionalidade, mobilidade e capacidade de sustentação [3].

As condições do coto dependem de um conjunto de factores, como: a mioplastia, fixação das extremidades dos músculos antagonísticos e protecção do coto ósseo distal; a miodesse, reinserção dos músculos e tendões seccionados à extremidade óssea amputada; a hemostasia, cauterização dos vasos sanguíneos; a neurectomia, corte com leve tracção nervosa; os tecidos ósseos, bordos distais arredondados; as suturas, evitar aderências cicatriciais e elevadas tensões; e o posicionamento do coto deve evitar retracções encurtamentos musculares [3,4].

Relativamente à etiologia ou processos de causa fisiológica que leva ao surgimento de amputações dos MI, podem ser divididos em 5 grupos: vasculares, traumáticas, tumorais, congénitas ou infecciosas. As amputações vasculares estão relacionadas a doenças arteriais, venosas ou linfáticas, podendo ainda apresentar neuropatia periférica, que consequentemente está associado a alterações do sistema autónomo, motor e sensorial. As amputações traumáticas estão associadas maioritariamente a acidentes de trabalho e viação. As amputações tumorais devem-se ao aparecimento de um tumor no sistema nervoso ou muscular. A amputação congénita está associada a más formações no desenvolvimento do recém-nascido nos primeiros tempos de vida e pode levar a deformidades irregulares. O último tipo de amputação, infecciosa, é o menos frequente ao que o seu aparecimento é associado a processos vasculares ou traumáticos [3,4].

A figura 17 apresenta os principais níveis de amputação do MI. Verifica-se ainda que em certas amputações existem diferentes comprimentos do coto, ao qual podem ser denominados por terço distal, maior comprimento do coto (alavanca maior); terço medial; terço proximal, menor comprimento do coto (alavanca menor) [3].



Figura 17- Níveis de amputação [33].

A prescrição de um dispositivo protésico deve ser baseada segundo 3 parâmetros: a história clínica, o estudo clínico e a ambição de superação. Com isto é possível classificar o indivíduo segundo a sua funcionalidade e actividade, com a utilização de uma prótese, como é representado na tabela 7 [3,4].

Tabela 7 - Classificação funcional segundo a utilização de uma prótese [3,4].

Nível de Funcionalidade	Grau de Actividade
Nível 0	Sem mobilidade, sem potencial de transferência de carga do membro amputado (devido a condições clínicas ou limitação do membro)
Nível 1	Com mobilidade domestica, com potencial de transferência de carga com auxílio de um produto de apoio em superfícies planas e apresentam uma cadência fixa
Nível 2	Com mobilidade activa mas limitada, com potencial de transferência de carga com/sem produto de apoio e capaz de ultrapassar barreiras arquitectónicas
Nível 3	Com mobilidade activa, apresenta facilidade de transferência de carga, capacidade de ultrapassar complexas barreiras arquitectónicas, realização de actividades profissionais ou recreativas.
Nível 4	Com mobilidade muito activa, apresenta condições que excedem as condições físicas para além da marcha, como a realização de desporto ou actividades de alto impacto e esforço físico

3.2. Próteses

A prótese é o dispositivo que vai substituir uma determinada região inexistente no organismo. Estas podem ser divididas segundo as suas características, ou seja, próteses exosqueléticas ou endosqueléticas [3-6].

As próteses exosqueléticas, conhecidas também por convencionais, são um tipo de prótese simples mas que não permite a realização de actividades mais sofisticadas. Estas apresentam um grande nível de resistência e durabilidade e ainda a baixa necessidade de manutenção, apesar de apresentarem desvantagens segundo a dificuldade de alinhamento do dispositivo, menos opções na escolha de componentes e ainda a impossibilidade de mudança desses componentes [3-6].

Relativamente às próteses endosqueléticas, conhecidas por próteses modulares, estas são realizadas através de conexões entre os componentes a partir de tubos e sistemas de fixação por parafuso. Apresentam maior diversidade de componentes, maior facilidade de alinhamento do dispositivo e maior facilidade na troca de componentes e do tempo da sua realização, comparativamente com o tipo anterior de prótese. Estas apresentam a desvantagem de serem menos resistentes e a necessidade de maior manutenção [3-6].

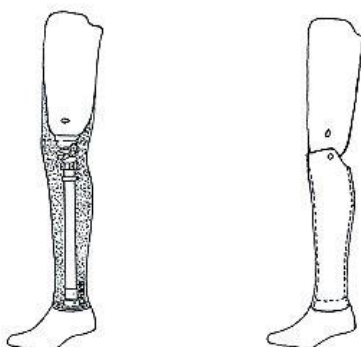


Figura 18 - Classificação das próteses. Prótese endosquelética (esquerda) e prótese exosquelética (direita) [34].

Actualmente existem diversos tipos de próteses aplicadas para todos os níveis de amputação. Desta forma, as próteses são divididas segundo o nível de amputação, como: prótese parcial de dedos, pé e tornozelo; prótese transtibial; prótese de desarticulação do joelho; prótese transfemoral; e prótese de desarticulação da anca [3-6].

3.2.1. Componentes Protésicos

Qualquer que seja a prótese utilizada para MI, todas apresentam componentes protésicos como encaixes, meio de suspensão, joelhos protésicos (se aplicável) e pés protésicos.

Iniciando pelo encaixe, este componente é caracterizado como o mais importante, pois para qualquer que seja o tipo de amputação, este realiza o elo de ligação entre o coto do amputado e a prótese. A funcionalidade deste componente baseia-se na fixação entre o coto

e o encaixe; realização de contacto total, do encaixe com o coto sem inibição da corrente sanguínea; transmissão de forças e peso corporal; e ainda o controlo do movimento. Existem diversos tipos de encaixes aos quais são caracterizados segundo os pontos de pressão para fixação, descarga do peso e suspensão da prótese [3,5].

Os encaixes das próteses de MI podem ser divididos segundo 3 sectores: sector superior, região de assento do encaixe com o coto; sector medial, região de controlo do correcto movimento e restrito na direcção ântero-posterior; e o sector inferior, região distal que deve realizar uma transferência mínima do peso (10% no máximo), de forma a evitar danos nos tecidos moles [35].

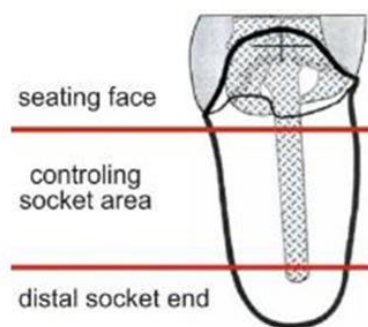


Figura 19 - Divisão dos encaixes por secção [35].

O encaixe é o componente mais importante na prótese, mas este necessita de um sistema de fixação entre o coto e o encaixe. Existem encaixes que são auto-suspendidos, no entanto, até este tipo de encaixe necessita de um auxílio de suspensão. Os meios de suspensão podem adquirir diversas formas: através de interfaces (*liners*), membranas de silicone, que podem ser fixadas por sistemas de vácuo, pino ou íman; cinturões e cintas elásticas; joalheiras colocadas apenas para indivíduos com amputações transtibiais [3,5,36].

Este componente é essencial, não só pela fixação, como para o sucesso na marcha do amputado, para além de se tornar mais confortável e proporcionar ao membro mais funcionalidade. As funcionalidades deste tipo de componente baseiam-se na fixação restrita do encaixe ao coto, de forma a evitar actuação de forças compressivas no coto durante uma determinada actividade que possa resultar do efeito de pistão, movimento axial do coto, relativamente ao encaixe, para além de evitar irritações da pele e criação de úlceras, desconforto ou redução da actividade do coto [3,5,37].

O seguinte componente é o joelho protésico, ao qual a sua principal funcionalidade é proporcionar estabilidade na fase de apoio e controlo na fase de balanço do membro protetizado. Existem apenas dois tipos de joelhos, os joelhos mecânicos e os joelhos de microprocessador. Os joelhos mecânicos podem ainda ser divididos segundo o número de eixos de articulação, como os joelhos monocêntricos, tipo de joelho mais simples, com apenas 1 eixo (flexão/extensão), engloba joelhos de bloqueio manual, fricção e autofreio; ou joelhos policêntricos, joelhos mais complexos, possuem mais de 1 eixo (flexão/extensão, translação e rotação), englobando joelhos de sistemas pneumáticos e hidráulicos [3,4,38-40].

Os joelhos de microprocessador são os joelhos que apresentam características mais próximas de um joelho fisiológico [38-40]. O seu funcionamento baseia-se na utilização de sensores electrónicos, responsáveis pela medição do ângulo de flexão do joelho e da velocidade. Apresenta a capacidade de se adaptar à maioria dos ambientes e ainda possibilita a aplicação dos sistemas hidráulicos e pneumáticos e interacção ao longo do movimento. Estas características são estabelecidas através da utilização de um *software* próprio do microprocessador [3-5].



Figura 20 - (a) Joelho de bloqueio manual; (b) joelho de autofreio; (c) Joelho policêntrico; (d) Joelho de sistema hidráulico; (e) Joelho de microprocessador [41,42].

O último componente é o pé protésico e este é o componente responsável pela transmissão das FRS, amortecimento do impacto do pé com o solo e compensar a articulação do tornozelo e pé fisiológico. Este componente deve ser capaz de realizar a propulsão do membro, estabilização da carga, minimizar o consumo de oxigénio (O_2) e impedir que o centro de gravidade (CG) se desloque em excesso [3-6].

Os pés protésicos podem ser classificados segundo o movimento que permite realizar durante marcha: pé não articulado; pé articulado e resposta dinâmica. Os pés não articulados apresentam como características o baixo peso, custo e resistência, não realizam qualquer movimento articular apesar de serem capazes de simular a flexão dorsal devido a sua flexibilidade estrutural. Os pés articulados segundo os eixos articulares podem apresentar

apenas um eixo articular, monoaxial, ou 2 ou mais eixos, multiaxial. São pés mais pesados e de maior custo, mas apresenta características de melhor adaptação, apesar de proporcionarem maior instabilidade em diferentes terrenos devido à funcionalidade semelhante ao movimento de um pé fisiológico [3-6].



Figura 21 - Pé protésico não articulado, monoaxial e multiaxial (da esquerda para direita) [43].

Os pés de resposta dinâmica podem ser considerados como pés não articulados por não possuírem nenhuma articulação. Este pé proporciona uma redução do gasto energético significativo, através da compressão axial elástica, comprimida durante os primeiros momentos da fase de apoio e transferida no instante de impulsão da fase de apoio, como o efeito de uma mola. São pés confeccionados por materiais como fibra de carbono e grafite, ou seja, são pés leves e resistentes que permitem estabilidade e segurança [3-6].



Figura 22 - Pés de resposta dinâmica [43].

3.2.2. Construção e Alinhamento

A combinação dos componentes protésicos não deve ser realizada sem a percepção do posicionamento das mesmas na construção da prótese e as correções existentes com os diferentes planos de execução. Estas informações podem ser observadas na seguinte tabela, para próteses transtibiais e transfemorais.

Tabela 8 - Posicionamento dos componentes de acordo a construção de próteses transtibiais e transfemorais [35].

Construção			Transtibial	Transfemoral
Construção Básica	Pé	Plano Sagital Anterior-Posterior (AP)	Altura da Região do Calcânhar (Eficiente) - 5mm. Centro do pé adiantado cerca de 30mm da linha de construção.	
		Plano Transversal	Rotação Externa de 5 a 7°.	
	Encaixe	Plano Sagital (AP)	Flexão do Encaixe - apresenta um ângulo de flexão médio de +5°.	Flexão do Encaixe - valor médio do ângulo de flexão de +5 a 10°.
		Plano Frontal		Ângulo de adução depende do comprimento do MI são, aproximadamente 3, 7, 12°.
	Joelho	Plano Sagital (AP)	-	Posição de acordo com a construção do centro de rotação, 20mm acima do tendão patelar do segundo membro.
Correcção Estática	Plano Frontal		Comprimento da Prótese. Posição ML do Pé. Pronação-Supinação.	Comprimento da Prótese. Posição ML do Joelho/Pé. Pronação-Supinação.
	Plano Sagital (AP)		Flexão Plantar. Posição AP do Pé.	Flexão Plantar. Posição AP do Joelho/Pé.
	Plano Transversal		Alteração de Pé Protésico	Alteração de Pé Protésico
Correcção Dinâmica	Plano Frontal		O controlo do movimento articular do joelho na fase de suporte da marcha deve ter forças ML mínimas.	
	Plano Sagital (AP)		O controlo do movimento articular do joelho na fase de suporte deve realizar uma extensão e flexão naturais quando exercida pressão no solo.	
	Realização de testes de marcha em diversos ambiente e de diferentes condições.			

Quanto ao alinhamento, este é o principal factor na relação entre o conforto do encaixe, estabilização das articulações e na harmonia da marcha do amputado. Segundo o estudo de Schmalz et al., (2002), o alinhamento das próteses afecta claramente a amplitude do movimento dos amputados, sendo os amputados transfemorais mais afectados do que os transtibiais, principalmente no consumo energético [41]. O alinhamento de uma prótese do tipo modular é realizado em três etapas: 1º alinhamento de bancada; 2º alinhamento estático; e 3º alinhamento dinâmico [35].

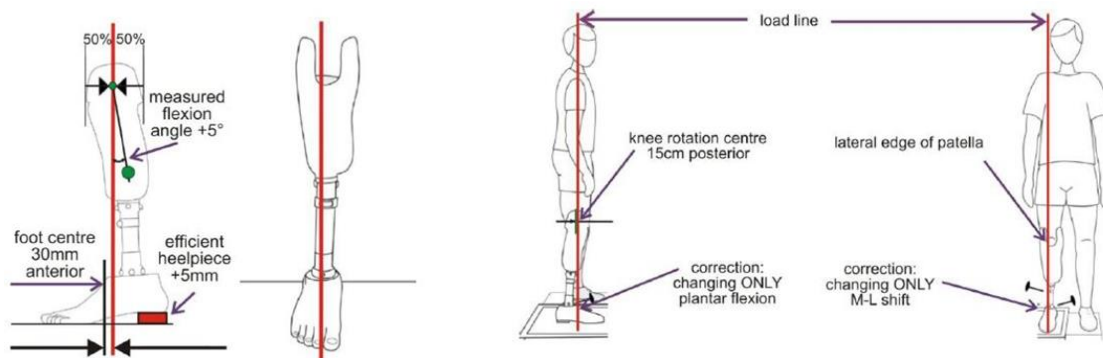


Figura 23 - Alinhamento das Próteses Transtibiais: Linha de construção (esquerda); Linha de carga (direita) [35].

O primeiro alinhamento determina a posição entre o encaixe e o pé, baseando-se na observação do coto do amputado como os desvios nos planos frontal e sagital. No segundo alinhamento verifica-se se o indivíduo amputado é capaz de distribuir o peso sobre a prótese numa posição ortostática e sem presença de dor. A funcionalidade deste alinhamento é a verificação da posição do coto no plano frontal e sagital, tal como a altura e dimensões da prótese. Por fim, o terceiro alinhamento é efectuado após a realização dos dois primeiros e neste é observado a marcha do amputado no plano frontal e sagital, em diferentes solos, verificando os desvios da marcha realizados [35].

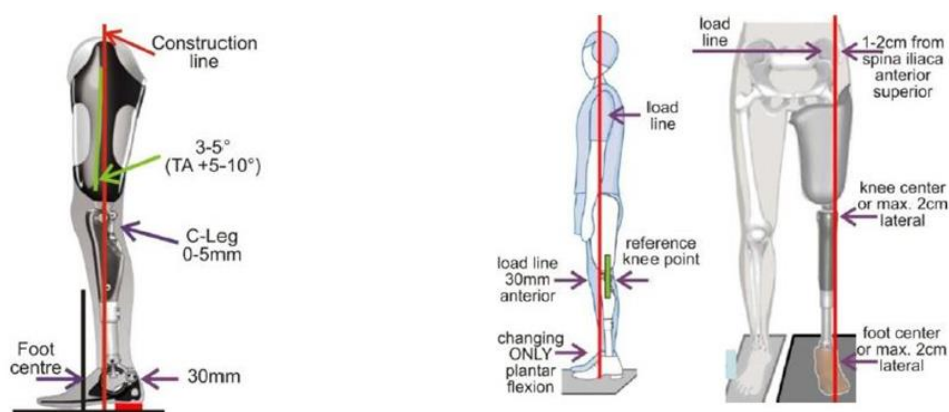


Figura 24 - Alinhamento das Próteses Transfemorais. (a) Linha de construção; (b) Linha de carga [35].

3.3. Desvios Posturais

Os desvios posturais são bastante comuns na marcha de amputados. Estes devem-se principalmente a causas fisiológicas, como dores ou desconforto na fase de apoio, e ao aparecimento de contracturas musculares ou de fabricação do dispositivo, como a escolha incorrecta dos componentes e alinhamento da prótese [35,44-46]. Os desvios posturais mais comuns na marcha do amputado são:

- Elevação da anca, geralmente do membro que realiza o passo;
- Efeito *Vaulting*, prolongamento do tempo sobre a região do antepé na fase de apoio do membro contralateral;
- Desvio médio-lateral do passo;
- Movimento circular do membro protetizado, realiza um arco exagerado na fase de balanço;
- Flexão lateral do tronco que é observada pela deslocação dos ombros em direcção ao lado protetizado;
- Elevação excessiva do calcanhar relativamente à velocidade;
- Flexão excessiva do joelho na fase de apoio, ocorre devido à região do retropé do pé protésico ser muito flexível e a alavanca do pé ser muito curta, ou a altura do calcanhar ser demasiado elevada para o pé utilizado;
- Hiperextensão do joelho protetizado, ocorre geralmente na fase de apoio médio, observável no plano sagital;
- Efeito pistão, no qual ocorre um movimento vertical durante a transferência do peso [35,44,46].

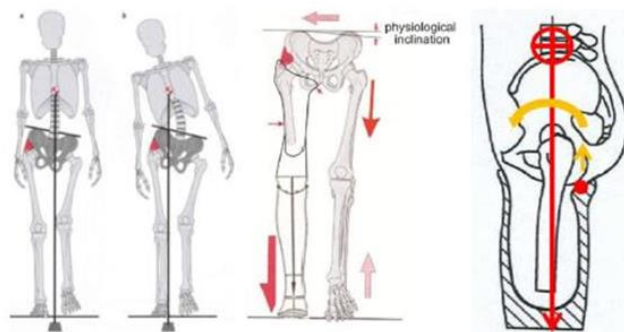


Figura 25- Desvios posturais, inclinação excessiva e movimento de torção [35].

Estes desvios devem-se geralmente a causas como: o comprimento da prótese ser muito longo; a resistência do joelho e do pé protésicos serem demasiado elevadas ou insuficientes; os componentes apresentarem uma rotação externa ou interna; insuficiência de adução do encaixe; e hipersensibilidade. Devido a isto, geralmente ocorre um maior consumo metabólico que, por sua vez, leva a um maior gasto energético, e originando sobrecargas nos grupos musculares mais activos e ainda danificando estruturas articulares como a pele [35,44,46].

3.4. Marcha dos Amputados

Os amputados apresentam elevados níveis de consumo energético e um baixo controlo da sucessão dos desequilíbrios realizados na sua locomoção. Quanto maior o nível da amputação, maior será o gasto energético e dificuldade no controlo desses desequilíbrios [1,4,5,48,49], o

que permite concluir que quanto maior o nível de amputação, maior o grau de incapacidade [1,3].

O consumo energético deve-se a diversos factores como o tamanho do coto, quando comparado no mesmo nível de amputação; os componentes aplicados, segundo as suas dimensões, peso e grau de actividade; e o alinhamento da prótese. No entanto, o principal factor para o aumento do consumo energético é o aumento da actividade muscular do membro que apresenta uma perda do mecanismo do controlo neural (aferente e eferente) e depende das condições apresentadas pelo coto relativamente a músculos e nervos remanescentes (quanto maior a operabilidade, maior a funcionalidade dos grupos musculares) [1,3].

A dificuldade de sincronização da marcha ocorre devido à falta de sincronização da actividade muscular por não receber a devida informação proprioceptiva, apresentando uma maior oscilação do centro de gravidade [1,3,47,48]. Desta forma, é observável que a marcha dos amputados seja uma marcha assimétrica.

As amputações com o nível abaixo do joelho apresentam benefícios comparativamente aos amputados acima do joelho, devido a preservação da articulação. Quanto às condições do coto este deve apresentar um comprimento adequado, para proporcionar uma maior estabilidade e controlo do membro protetizado na fase de balanço [1,3,6].

Quando se analisa a marcha dos amputados deve-se verificar aspectos como a segurança e estabilidade, a eficiência e a evolução/transformação para uma marcha mais simétrica. Observar os desvios posturais na marcha é fulcral para essa análise, pois normalmente estão associadas a causas fisiológicas como fraquezas musculares, contracturas articulares e hipersensibilidade do coto, ou causas relativamente ao dispositivo como a escolha incorrecta dos componentes ou alinhamento inadequado [3].

Os amputados devem ser capazes de substituir a funcionalidade do pé, transferindo as informações proprioceptivas e de absorção de impacto para locais de carga do peso do coto através do encaixe da prótese [3,47-50]. Desta forma, compreende-se que a prótese tem como objectivo compensar a perda de mobilidade, proporcionando maior funcionalidade e menor gasto energético [3,4,5].

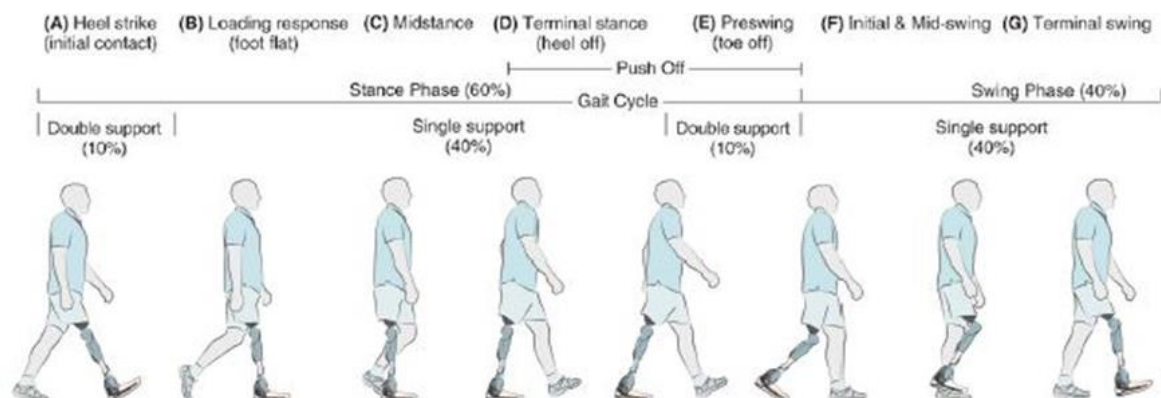


Figura 26 - Ciclo de Marcha dos Amputados [35].

A transmissão de forças realizadas durante marcha dos amputados é gerada pelo peso do amputado e absorvida pelo coto [3-6,38,40]. Os efeitos das forças vão depender da qualidade de confecção do encaixe protésico, alinhamento e características do coto. Vai ser no encaixe que vão ser realizadas as transferências de cargas, sendo que este componente deve garantir a estabilidade e fornecer um controlo eficiente durante a marcha [3-6].

A relação mecânica entre o coto e a prótese nunca se equivale a um membro sã por três razões: 1ª caso a alavanca entre a articulação da anca e encaixe seja relativamente pequena, vai reduzir o momento realizado pelos músculos da anca sobre a prótese (aplicado para casos de amputações transfemorais); existe sempre algum movimento entre o coto e o encaixe, devido às compressões realizadas nos tecidos moles; 3ª se o encaixe não for confortável, o amputado aplica forças excessivas sobre o encaixe da prótese [4,6,53-55].

De acordo com diversos estudos, os encaixes transfemorais que apresentem uma forma oval, no plano transversal, demonstram uma pressão excessiva na extremidade distal do fémur, o que leva a inclinações laterais para redução de pressão. No entanto, encaixes transfemorais que apresentem a forma oval, no plano longitudinal, proporcionam uma transferência mais fisiológica. Relativamente aos encaixes transtibiais, estes são os que melhor respeitam a fisiologia do coto e que realizam o contacto total, apresentando um maior benefício [3-6,53-56].

Relativamente aos joelhos protésicos, estes são aplicados nos casos de amputações acima da articulação ou em casos de desarticulação do joelho. Como referido anteriormente, existem dois tipos de joelhos: mecânicos e com microprocessador. Os joelhos mecânicos possuem uma maior diversidade de joelhos [3-5,38,40,57]. Ao nível biomecânico existem joelhos que se encontram sempre em extensão, mesmo na realização da marcha como os restantes que é necessário gerar forças muito elevadas para realizar o movimento de flexão do joelho [3-5,38,40,55]. Quando comparado com os joelhos com microprocessador, a aplicação do joelho mecânico demonstra uma marcha muito assimétrica, com potencial risco de quedas e desequilíbrios da marcha, necessidade de elevada concentração para execução da locomoção e elevado consumo metabólico [57].

Inicialmente, os joelhos com microprocessador foram criados para controlar apenas a fase de balanço da marcha [39]. De acordo com os estudos realizados e apenas relacionados a este tipo de joelho, foi demonstrado que as diferenças dos valores cinemáticos e cinéticos no decorrer da marcha não são significativas quando comparadas com joelhos mecânicos [39].

No entanto, os joelhos com microprocessador sofreram uma evolução, realizando apenas uma actualização, a inclusão do controlo da fase de apoio. Esta evolução permitiu uma gestão mais activa da marcha, proporcionando controlo da amplitude articular de flexão e extensão do joelho em diferentes tipos de solos, como rampas e escadas [39]. Este tipo de joelho protésico promove uma marcha mais segura, estável e funcional [38-40,57].

Actualmente, diversos estudos mencionam que os joelhos com microprocessador beneficiam a marcha comparativamente com os joelhos mecânicos, ao nível dos diferentes tipos de variáveis de estudo. Estas apresentam um menor consumo metabólico, que por sua vez proporciona um menor gasto energético, o nível concentração e preocupação na execução da marcha diminuí o risco de queda ou desequilíbrio da marcha também diminui, possui a capacidade de se adaptar a diferentes velocidades e melhora a performance da marcha nos diferentes solos [38-40,53]. Relativamente às variáveis cinemáticas e cinéticas obtidas são mais próximas às de um joelho normal [38].

Na marcha humana os pés executam um movimento circular, através de forças realizadas sobre o solo, numa forma similar a uma roda, enquanto o membro da fase de apoio actua como um pêndulo invertido. De acordo com essa teoria, o centro de massa (CoM), localizado na região da pélvis, vai realizar uma série de arcos durante a marcha e desta forma o centro de pressão (CoP) desloca-se para frente dependendo da curvatura do pé [57].

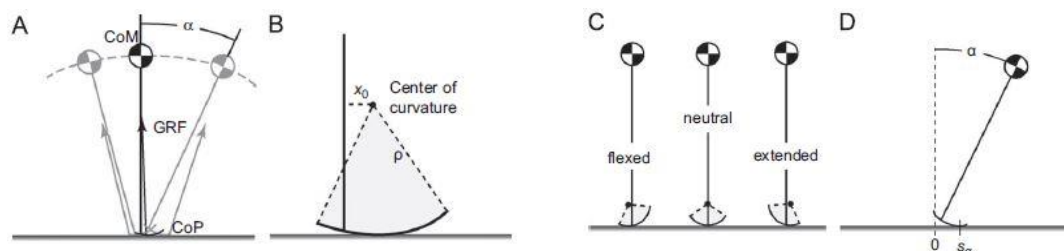


Figura 27 - Base de balancim da teoria do pêndulo invertido [58].

Os pés protésicos substituem a funcionalidade do pé e tornozelo, realizando transmissão de FRS e amortecimento de impactos. Estes devem ser testados segundo as suas propriedades mecânicas como: a rigidez; a recuperação de energia; a viscoelasticidade; e fadiga do material. Segundo estas características, tal como peso e o custo, o pé de reposta dinâmica é considerado o pé ideal para a marcha de amputados [58].

Este tipo de pé apresenta propriedades de deformação muito elevadas, devido aos materiais que o constituem, permitindo grande capacidade de absorção das forças exercidas, produzindo um maior momento de flexão plantar na impulsão do membro protetizado. Estes

pés demonstram valores inferiores ao membro intacto, mas bastante superiores comparativamente aos outros tipos de pés [59].

A posição do centro da curvatura dos pés protésicos é influenciada pelo alinhamento da prótese. A colocação do pé protésico que apresente um maior grau flexão dorsal é mais benéfica para o início da marcha, no entanto, um maior grau flexão plantar torna-se benéfico no final da marcha. Por esta razão, o alinhamento do pé protésico deve ser realizado segundo as suas propriedades mas também pela necessidade e sensibilidade do amputado [58,60].

Actualmente, o maior desafio relativamente aos pés protésicos é o desenvolvimento de um *design* que substitua as acções fisiológicas o mais eficientemente possível, para qualquer meio passivo ou dinâmico que seja necessário. O *design* dos pés protésicos altera não só os valores das suas propriedades mecânicas como influencia os valores biomecânicos que sejam estudados [57,60]. De acordo com a figura 28, os valores positivos representam posições anteriores e os valores negativos representam posições posteriores [61].

Os efeitos de mudanças na propriedade mecânica podem ser previstos a partir de princípios gerais da locomoção humana. Considerando a força gravítica como uma constante durante a marcha, as fases da marcha intermédias devem ser dominadas pela força do peso corporal [57]. Se as forças de carga permanecerem inalteradas significa que um componente de maior rigidez vai resultar numa menor deflexão e desta forma reduzindo a energia de retorno, como demonstrado na seguinte fórmula:

$$E = \frac{F^2}{2K} \quad (II)$$

Segundo esta fórmula, E simboliza a energia, F a força realizada e K a constante de rigidez. A energia de retorno do pé protésico desempenha o esforço no CoM, os princípios da caminhada dinâmica sugerem que os pés protésicos com maior retorno de energia podem demonstrar um menor impacto da região do retopé no membro intacto [60].

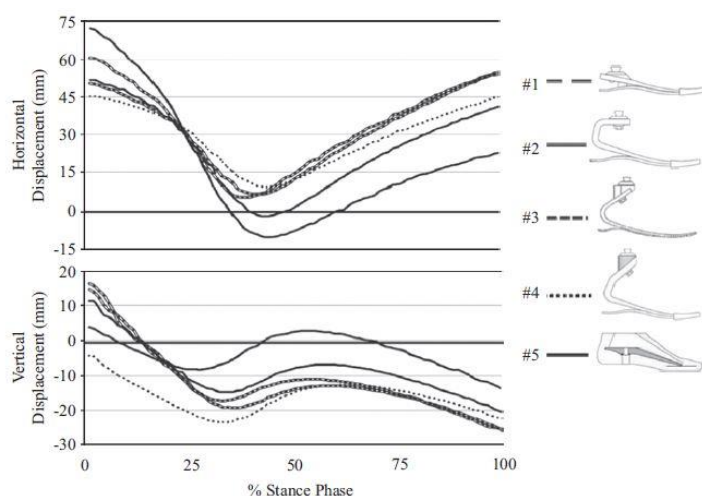


Figura 28 - Valores médios de deslocamento de diferentes pés protésicos durante a fase de apoio [60].

Quando se observam os pés protésicos na análise de marcha verifica-se o fenómeno “*dead spot*”, ou seja, ponto morto (DSP). Este fenómeno é definido como uma perturbação da progressão do pé protésico dinâmico que ocorre na região do retropé na fase de apoio da marcha. O DSP provoca o aumento do consumo energético e diminui a velocidade de marcha, estabilidade e actividade motora do amputado [60]. O seu nível de influência depende do tipo de *design* do pé protésico e pode ser minimizada de acordo com a utilização. Quanto a identificação cinemática deste fenómeno ainda não foi desvendado, o que dificulta o seu esclarecimento [62].

Segundo Asha (2013) a marcha dos amputados sofre de “*Braking Effect*” relativamente ao DSP, ou seja, ocorre uma adaptação biomecânica do pé protésico que envolve a aceleração do CoM que seja diferente para cada amputado. No entanto, o DSP é referenciado como um comportamento mecânico local do pé protésico [62].

3.4.1. Análise de Marcha dos Amputados Transtibiais

Ao realizar a análise da marcha de amputados transtibiais deve ser iniciada no período de CI da fase de apoio, ao qual se observa simetria do comprimento do passo do membro contralateral, caso a articulação do joelho realize uma semi-flexão neste período e o pé se mantiver na linha de progressão dos momentos rotacionais [3,5,46].

Neste período pode ocorrer extensão ou flexão excessiva do joelho. A extensão excessiva pode ser causada por diversos factores com a suspensão inadequada da prótese; devido a flexão plantar excessiva; região do calcâneo ser muito flexível; ou mesmo o comprimento da prótese ser curto. Quanto a flexão excessiva pode derivar: de flexão dorsal excessiva; a região do calcâneo ser muito rígido; ou o comprimento da prótese ser muito grande [3,5,43].

No período de AI o joelho deve apresentar algum grau de flexão, com o objectivo de aliviar o impacto e realizar a transferência do movimento mais suave. A região do calcâneo deve ser comprida de forma a simular a flexão plantar e neste instante não devem ocorrer movimentos entre o coto relativamente ao encaixe [3,5,46].

No decorrer deste período, a rotação do pé protésico pode se dever ao facto da superfície plantar ser rígida. Pode ainda ocorrer o efeito o movimento de pistão que está directamente relacionado com o volume do encaixe ou do sistema de suspensão [3,5,46].

O objectivo do seguinte período, AM, é a estabilização articular do joelho e a progressão suave para a seguinte fase, ao qual depende do tipo de apoio realizado pelo pé protésico. Caso realize um apoio de predominância no bordo medial, é associado com pronação do pé, superfície plantar do calçado assimétrico ou o alinhamento incorrecto do pé protésico. No caso de o apoio ser de predominância no bordo lateral, é associado a um pé em supinação ou a assimetrias da superfície plantar do pé protésico ou mesmo alterações na mesma superfície.

Neste mesmo momento observa-se o joelho, caso se encontre em valgo ou varo, relacionado com o alinhamento, com uma linha de carga localizada medialmente ou

lateralmente, respectivamente, em relação ao vector da FRS. Para este instante é possível observar a inclinação lateral do tronco [3,5,46].

Nos períodos finais da fase de apoio, AF e PB, o joelho inicia a flexão e o calcâneo vai se elevar preparando a impulsão enquanto o peso é transferido para o membro contralateral.

Nestes períodos da fase de apoio pode ocorrer a flexão precoce do joelho, que pode ser causada pelo posicionamento do pé protésico, pelo salto ser muito alto ou excesso de flexão dorsal, caso ocorra um atraso na flexão do joelho pode-se dever à anteriorização do pé, ou salto ser baixo ou o excesso de flexão plantar. Neste instante pode ocorrer movimento pistão que, como referido anteriormente, relaciona-se com uma suspensão inadequada ou as paredes do encaixe se apresentarem com uma abertura maior, desnecessária para fixação do coto [3,5,46].

Seguidamente ocorre a fase de balanço, sendo um movimento de progressão sem qualquer tipo de rotações e sem qualquer contacto com o solo. Posteriormente a toda esta fase, o período BF, caso o contacto com o solo seja inadequado, pode dever-se a suspensão inadequada ou uma flexão excessiva ou ainda ao comprimento da prótese ser demasiado grande [3,5].

3.4.2. Análise de Marcha dos Amputados Transfemorais

Na análise da marcha de amputados transfemorais e iniciando novamente pelo CI e AI, é observável que o joelho, caso seja mecânico, deve estar completamente estendido e o pé deve manter o contacto total com o solo para realizar a transferência do peso mais adequada [3,5,43].

No decorrer destas duas fases, a instabilidade do joelho está relacionada com a contractura dos músculos flexores da anca ou fraqueza dos músculos extensores. No caso da força muscular não apresentar lacunas, deve-se verificar a prótese, ao nível dos eixos de rotação, ou seja, verificação da flexão do encaixe e flexão dorsal do pé protésico ou mesmo a região do calcâneo ser muito rígida a qual pode proporcionar desconforto e irritações cutâneas do coto [3,5,46].

Nos seguintes períodos da fase de apoio, AM, AF e PB ocorrem devido à progressão sobre o pé protésico e preparação da impulsão. Durante estes períodos é comum o amputado realizar elevação pélvica excessiva para compensar a progressão sobre o pé, que está relacionada com a excessiva flexão plantar. Se a progressão for brusca, pode-se estar perante um pé protésico com excessiva flexão dorsal, o qual proporciona instabilidade para o indivíduo [3,5,46].

Ainda no decorrer destes instantes, a inclinação lateral do tronco para o lado da prótese é observada com frequência e associada a dor ou desconforto na região da virilha, causada por excesso de pressão, como a parede medial ter os limites superiores muito altos, tal como um alinhamento inadequado com a linha de carga posicionada lateralmente ao pé, talvez ainda por um encaixe abduzido ou por fraqueza do glúteo médio [3,5,46].

Na segunda parte da marcha, a fase de balanço, o amputado deve iniciar o balanço com a flexão da anca, para de seguida realizar a flexão do joelho protésico e posicionar em extensão e preparar o próximo CI [3,5,46].

Durante esta fase verificam-se desvios ao nível do tronco, como a criação de hiperlordose, sendo compensação funcional aplicada pelos amputados transfemorais que apresentem um coto com o comprimento no 1/3 proximal. A flexão do joelho, geralmente associada aos ajustes do joelho causados por inadequação da resistência à flexão ou à inadequação dos músculos extensores. Observando no plano sagital, o impacto final gerado pela extensão do joelho, na fase de BF geralmente é audível e relacionado com os ajustes do joelho mecânico, causados por insuficiente resistência na extensão ou por um movimento brusco da flexão da anca no início da impulsão e dos músculos extensores da anca no final da fase de balanço [3,5,46].

Nesta fase é observável o movimento de chicote, relativamente à linha de progressão do joelho e pé devem ocorrer na mesma linha, estando associadas a uma inadequação da colocação e suspensão da prótese. A assimetria no comprimento dos passos e na velocidade do balanço deve ser observada durante o alinhamento dinâmico [3,5,46].

Ao longo do processo deve-se realizar um levantamento de questões principalmente ao nível do desconforto e eventuais dores na fase de apoio e observar o aparecimento de eventuais contracturas dos músculos flexores da anca. O alinhamento inadequado pode provocar instabilidade da articulação do joelho, insegurança do indivíduo e alterações do equilíbrio que pode levar a alterações da marcha [3,5,46].

3.4.3. Valores Gerais na Análise da Marcha de Amputados

A marcha de amputados apresenta diversos estudos com resultados segundo as diferentes variáveis de espaciotemporais, cinemáticos e cinéticos nos dois principais níveis de amputação, transtibiais e transfemorais.

Relativamente aos parâmetros espaciotemporais, verifica-se que os amputados transfemorais apresentam uma velocidade da marcha menor quando comparados com os amputados transtibiais, como é observado na tabela 9. Verifica-se ainda que amputados que tenham sofrido de queda vão apresentar valores de velocidade maiores e menor tempo de duplo apoio relativamente ao mesmo tipo de amputação [63].

Tabela 9 - Valores médios e desvios padrões de parâmetros espaciotemporais [59,63-65].

	Amputação Transtibial		Amputação Transfemoral	
Parâmetros Espaciotemporais	VM	DP	VM	DP
Velocidade da Marcha (m/s)	1.07	0.20	1.01	0.18

Cadência (passos/s)	1.75	0.15	1.49	0.15
Fase de Apoio (%)	65	3	63.4	3.14
Fase de Balanço (%)	-	-	36.9	3.15
Momentos de Apoio Duplo (%)	30	4	20.9	2.95

Segundo os resultados obtidos por Jaegers verifica-se que os amputados transfemorais têm a tendência de diminuir o tempo sobre o membro protetizado, diminuindo o tempo de fase de apoio no membro ao qual consequentemente aumenta o tempo da fase de balanço. Quando comparado com o membro intacto e para ambas as velocidades, confortável (Vconf) e rápida (Vrapid), observa-se uma discrepância percentual de 5% ou mais [64].

Ainda relativamente a estes aos parâmetros espaciotemporais, no estudo realizado por Underwood observam-se alterações relativamente ao tipo de pé seleccionado para um dispositivo protésico, como a velocidade da marcha, cadência, comprimento do passo e os tempos de apoio e balanço. Isto significa que a selecção de um componente protésico influencia também os valores obtidos no estudo [62].

Ao estudar os dois tipos de joelhos protésicos verifica-se que os tempos de contacto são menores quanto menor nos membros protetizados, comparativamente com os membros intactos, isto deve-se à falta de controlo sensório-motor [66].

Relativamente à cinemática de ambos os níveis de amputação, é possível verificar na tabela 10 alguns valores médios e possíveis de observar no estudo da marcha [64,66]. Os valores obtidos na amplitude articular dos membros protetizados estão associados aos componentes e às suas características que vão influenciar os resultados obtidos nestes parâmetros [36,66] A velocidade da marcha também demonstra ser um factor que influencia os resultados obtidos, apresentando uma diminuição da amplitude nos movimentos de flexão e aumento nos movimentos de extensão [68-70].

Tabela 10 - Valores cinemáticos das amplitudes articulares transtibiais e transfemorais [61,63].

Amplitudes Articulares (°)	Amputação Transtibial				Amputação Transfemoral			
	Membro Intacto		Membro Protetizado		Membro Intacto		Membro Protetizado	
	VM	DP	VM	DP	VM	DP	VM	DP
Flexão da Anca	-	-	-	-	37	6.99	52	7.84
Extensão da Anca	-2.6	8.54	-3.43	12.7	7.5	3.01	14.7	5.76

Flexão do Joelho	50.2	4.80	51.4	9.74	59.3	10.01	54.9	14.75
Flexão Dorsal do Tornozelo	2.48	1.88	-	-	-	-	9.0	1.2
Flexão Plantar do Tornozelo	11.0 (≈50%) 18.1 (≈70%)	3.1 4.55	-	-	-	-	4.5	0.9

Quanto aos valores cinéticos, é possível observar na tabela seguinte, os valores médios das FRS, para ambos os níveis transtibiais e transfemorais. A tabela 11 apresenta os picos de força *Braking*, propulsiva, FRS lateral e vertical. Os valores para amputação transtibiais são valores exactos e para amputação transfemorais são valores percentuais.

Tabela 11 - Valores cinéticos dos picos de força e FRS [67,69, 71].

FRS (N/Kg)	Amputação transtibial				Amputação transfemoral			
	Membro Intacto		Membro Protetizado		Membro Intacto		Membro Protetizado	
	VM	DP	VM	DP	VM	DP	VM	DP
Pico de Força <i>Braking</i>	2.35	0.44	1.40	0.42	-7.12 (%)	2.3	-12.3 (%)	3.4
Pico de Força Propulsiva	2.21	0.51	1.03	0.33	7.4 (%)	2.8	16.4 (%)	1.8
Pico da FRS Lateral	0.88	0.23	0.62	0.09	8.17 (%)	2.1	7.5 (%)	2.2
Pico de FRS Vertical	12.1	0.94	10.4	0.77	-	-	-	-

Capítulo 4

Métodos de Análise do Movimento

A análise de marcha tem como objectivo principal a medição quantitativa e avaliação da locomoção. Os estudos da marcha têm como interesse compreender a relação entre os mecanismos utilizados na locomoção para realização de actividades funcionais, desde a simples caminhada até à biomecânica desportiva [1,7,73].

As aplicações da análise de marcha podem ser divididas em duas categorias: avaliação clínica da marcha e investigação da marcha. A primeira categoria mencionada tem o objectivo de ajudar directamente no tratamento de uma patologia ou limitação de um indivíduo específico. A segunda tem o objectivo de adquirir o máximo de conhecimento da marcha [1,7,73].

Estas duas categorias apresentam diferenças consideráveis relativamente às técnicas aplicadas na área. Quando verificamos o tempo de realização é normal que para a investigação da marcha seja necessário um dia inteiro para preparar, realizar medições e processar os dados, no entanto para os casos de avaliação clínica é de extrema importância utilizar equipamentos de fácil aplicação e de obtenção de resultados rapidamente [69]. A precisão dos dados recolhidos é melhor na investigação que na avaliação clínica, na qual existe a necessidade de verificar e interpretar os erros de forma a não interpretar erradamente as condições clínicas [1,7].

O capítulo 4 “Métodos de Análise do Movimento” expõe os métodos que existem de análise de marcha, abordando os equipamentos existentes e os parâmetros espaciotemporais, cinemáticos, cinéticos e electromiográficos. Através destes métodos é possível verificar a importância da quantificação dos movimentos presentes na marcha de forma a obter informação mais precisa, que não é possível observar por análise visual e que pode ser utilizada para caracterizar um determinado tipo indivíduo ou ao nível de um grupo com a presença da mesma patologia.

4.1. Sistemas de Medição do Movimento

Os sistemas de medição podem ser assim classificados segundo o seu procedimento: procedimentos mecânicos, funcionalidade de observação das grandezas por observação directa e que não se alteram rapidamente; procedimentos electrónicos, transformação de grandezas mecânicas em grandezas eléctricas, de forma a facilitar a medição de grandezas que se alteram rapidamente com o tempo e se adaptar ao processamento dos dados, permitindo assim medições dinâmicas; e procedimentos óptico-electrónicos ou processamento de imagens, o qual utiliza a representação óptica e geométrica de um determinado indivíduo a ser analisado [74].

De acordo com a classificação anterior, as diversas tecnologias para análise do ciclo de marcha podem ser divididas segundo o tipo de parâmetro como: parâmetros espaciais e temporais, cinemática, cinética e electromiografia [7,73].

A análise biomecânica do ciclo de marcha envolve a interacção entre as variáveis permitindo através da cinemática estudar os parâmetros de posição e orientação, tal como os parâmetros da cinética como as forças envolvidas no movimento, os parâmetros da antropometria como os padrões do modelo corporal e ainda complementar com os parâmetros da actividade muscular proporcionada pela electromiografia. Estes parâmetros podem ser estudados individualmente ou colectivamente, sendo o último tipo de estudo o mais completo por interligar dois ou mais parâmetros. A recolha destes parâmetros é realizada pelos instrumentos referidos anteriormente [8].

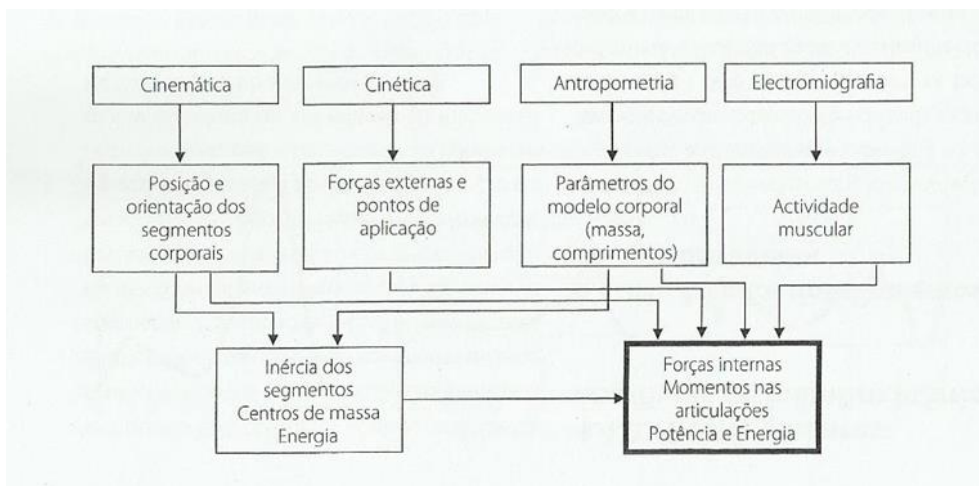


Figura 29 - Parâmetros de estudo de análise do movimento [8].

4.2. Parâmetros Espaciais e Temporais

Através dos parâmetros espaciais e temporais observa-se o tempo dos eventos do ciclo de marcha segundo a sua fase e período de execução. Estes parâmetros podem ser obtidos através de uma variedade de abordagens, desde os meios mais simples, como fita métrica e cronómetro, ou através de meios mais tecnológicos, como a aplicação de palmilhas ou passadeiras instrumentadas [1,73].

Os parâmetros espaciais podem ser definidos segundo os contactos realizados pelos pés, sendo considerados como parâmetros espaciais o comprimento do passo e passada, o ângulo do pé e a largura da base realizada na marcha [1,73].

Os parâmetros do comprimento do passo e da passada são ambos definidos pela distância entre dois contactos iniciais, seja ela por diferentes pés como contacto consecutivo do mesmo pé, respectivamente. O ângulo do pé é definido como o ângulo de orientação do pé na linha de progressão. Relativamente à largura de base, esta é associada à distância médio-lateral (ML) realizada pelo centro de cada calcanhar [73].

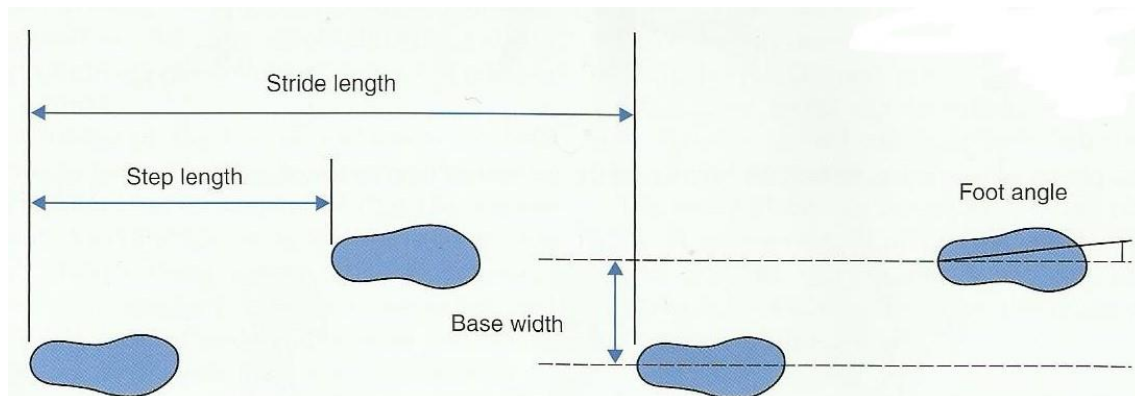


Figura 30 - Parâmetros espaciais [73].

Relativamente aos parâmetros temporais são caracterizados pelos tempos de contacto entre o pé e o solo na marcha. Se cada contacto do pé com o solo for contabilizado, torna-se possível realizar o cálculo dos tempos dos passos como das passadas. Estes 2 tempos são definidos como os tempos entre 2 contactos iniciais consecutivos pelos dois membros e entre o contacto inicial do mesmo membro [73].

Para além destes parâmetros existem outros que se podem reter com estas informações, como suporte simples e o suporte duplo. Estes 2 suportes são definidos pelo tempo em que um membro se encontra em contacto com o solo e o tempo que ambos os membros se encontram em contacto com o solo, respectivamente [73].

Outro parâmetro temporal é o tempo de balanço que ocorre ao mesmo tempo que um membro realiza o suporte simples, mas neste caso o outro membro encontra-se em oscilação [73].

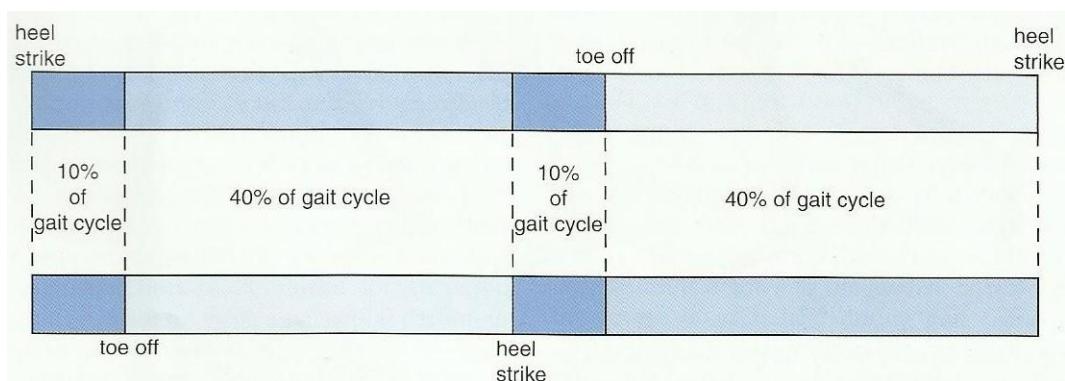


Figura 31- Parâmetros temporais [73].

A partir destes parâmetros e informações é possível calcular parâmetros como a cadência e velocidade da marcha, como é apresentado nas fórmulas (III), (IV):

$$Cadência \text{ (passos/min)} = Passos \text{ Contados} \times \frac{60}{Tempo(s)} \quad (III)$$

$$Velocidade \text{ (m/s)} = \frac{Comprimento \text{ do Passo (m)} \times Cadência \text{ (passos/min)}}{60} \quad (IV)$$

Relativamente a estas fórmulas o número “60” refere-se ao número de segundos num minuto.

A cadência é um factor que é medido com o auxílio do cronómetro. Este factor contabiliza o número de passos durante um período de tempo pré-definido, entre os 10 e 15 segundos. O indivíduo realiza a marcha e ao chegar à velocidade que considera normal o observador inicia a contagem de passos. O parâmetro da velocidade utiliza o cálculo do tempo em que o indivíduo leva para percorrer uma distância pré-estabelecida, de 6 a 10 metros, no qual é necessário que o indivíduo efectue a velocidade que lhe é habitual [1].

Com estes parâmetros é ainda possível medir a simetria do comprimento do passo e do comprimento da passada, como é referido nas fórmulas (V), (VI):

$$Simetria \text{ do Comprimento do Passo} = \frac{Passo \text{ do MI Esquerdo}}{Passo \text{ do MI Direito}} \quad (V)$$

$$Simetria \text{ do Comprimento da Passada} = \frac{Passada \text{ do MI Esquerdo}}{Passada \text{ do MI Direito}} \quad (VI)$$

4.3. Parâmetros Cinemáticos

Os estudos cinemáticos têm como objectivo de avaliar o movimento através da análise dos cálculos dos deslocamentos, velocidades, e acelerações lineares e angulares observados na marcha [8,75].

Através dos valores obtidos no modelo 3D desenvolvido por tecnologia óptica no estudo da marcha, é possível adquirir uma imagem 2D no plano que se queira estudar. Para tal o MI é dividido em quatro corpos rígidos (pélvis, coxa, perna e pé) ligados por três articulações (anca, joelho e tornozelo) [8].

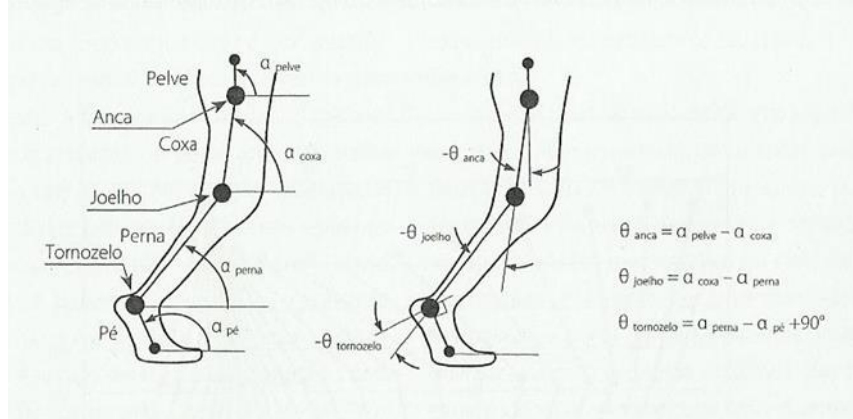


Figura 32 - Definição da convenção dos ângulos dos segmentos anatómicos e articulares [8].

Quando os segmentos corporais são referenciados é então possível determinar a evolução angular dos segmentos durante a marcha. Estes ângulos são possíveis de determinar através das coordenadas distais e proximais das duas extremidades, como referido na fórmula (VII):

$$a_{segmento} = \tan^{-1} \left[\frac{Y_{proximal} - Y_{distal}}{X_{proximal} - X_{distal}} \right] \quad (VII)$$

Por sua vez, os segmentos articulares são calculados pelas fórmulas (VIII), (IX), (X):

$$\theta_{anca} = \alpha_{pélvis} - \alpha_{coxa} \quad (VIII)$$

$$\theta_{joelho} = \alpha_{coxa} - \alpha_{perna} \quad (IX)$$

$$\theta_{tornozelo} = \alpha_{perna} - \alpha_{pé} + 90^\circ \quad (X)$$

Quanto à velocidade angular, esta pode ser calculada através da informação dos deslocamentos angulares, no caso da informação se encontrar de forma discreta, e desta forma obter o valor da velocidade média entre duas posições, como é representado na fórmula (XI):

$$V_x = \frac{X_f - X_i}{\Delta t} \quad (XI)$$

A velocidade angular dos segmentos do MI atinge valores máximos ao nível do pé, seguido da perna e coxa, sendo estas alcançadas nas fases finais de apoio ou balanço. Ao nível dos segmentos articulares, a velocidade mais baixa pertence ao tornozelo na fase de elevação do pé e a velocidade mais elevada é realizada pelo joelho, na fase de final de balanço. A

velocidade linear dos segmentos apresenta comportamentos semelhantes nas fases de apoio e balanço da marcha [8].

O outro parâmetro cinemático é a aceleração do MI e este parâmetro pode ser realizado através das velocidades, ou seja, sabendo os valores da velocidade num determinado instante é possível calcular a aceleração média, como é demonstrando na fórmula (XII):

$$Ax = \frac{Vxf - Vxi}{\Delta t} \quad (XII)$$

Ao longo do ciclo os valores da aceleração angular nos segmentos do MI apresentam diferentes picos. Relativamente às acelerações angulares das articulações vão atingir os maiores valores na articulação do joelho na fase final do balanço, quanto ao tornozelo apresentará valores próximos aos do joelho, na elevação do pé numa fase de impulsão e a articulação da anca apresenta uma aceleração máxima na mesma fase que o tornozelo. A aceleração linear dos segmentos do MI apresenta comportamentos de aceleração idênticos para os segmentos corporais, alcançando valores máximos na fase de pré-balanço [8].

4.3.1. Equipamento de Medição dos Parâmetros Cinemáticos

O estudo cinemático da marcha utiliza diversos recursos tecnológicos para realizar as medições do segmento corporal numa posição espacial e orientação. Neste tipo de medição encontram-se envolvidos dispositivos como o pontenciómetro, o electrogoniómetro, acelerómetro, giroscópio e sistemas de vídeo-câmara [7].

Os potenciómetros realizam a medição da mudança dos deslocamentos lineares ou angulares, gravando essas mudanças em valores de voltagem de saída. Os potenciómetros de deslocamento angular permitem a realização num plano com a extensão/flexão do joelho. Geralmente são robustos e de métodos de baixo custo na recolha de dados cinemáticos que permite ser observado em tempo real. No entanto, quando são avaliadas mais do que uma articulação pode ocorrer uma ligeira sobrecarga dos movimentos [73].

O goniómetro é um instrumento simples para medição de ângulos e amplitude do movimento, de extrema importância na posição ortostática ou na realização de um determinado movimento, no entanto, na análise dinâmica do movimento o goniómetro têm muito pouca importância [76].

O electrogoniómetro tem a capacidade de realizar medições nos três planos simultaneamente ao nível de amplitude articular, apesar de serem usados mais os electrogoniómetros biaxiais e uniaxiais, nas medições de extensão/flexão e abdução/adução. Segundo Nikon, é esperado que determine movimentos articulares de aproximadamente de 90° em dois planos simultaneamente, sendo um evento raro [76].

Relativamente aos electrogoniómetros, são constituídos por peças muito finas e por fios sensíveis quando ocorre a torção dos mesmos, no qual possuem braços fixos ao veio e base pegados aos segmentos corporais, electrogoniómetros, para a realizar as medições no plano

de maiores interesses [76].

Estes apresentam a desvantagem de serem monetariamente mais dispendiosos e apresentarem uma certa limitação na medição dos ângulos relativos e numa aplicação clínica é de difícil aplicação quando se realizam avaliações simultâneas, mas apresenta vantagens como o dispositivo não intrusivo, que não realiza modificações da marcha e ainda permite visualizar em tempo real e rápida recolha de informação de um único conjunto sobre muitos assuntos [1,73].

Quanto aos acelerómetros, são dispositivos utilizados para medir tanto as acelerações lineares como as angulares (caso os transdutores estejam devidamente configurados). Este tipo de instrumento permite uma avaliação contínua e sem impedimentos de utilização dentro e fora do laboratório para além de precisar de muita pouca energia para o seu funcionamento, o que torna este instrumento utilizável continuamente a longo prazo [79].

Para realizar a medição da aceleração dos MI é necessário colocar um acelerómetro em cada membro. Estes dispositivos permitem um sinal de saída imediata e directa, promovendo a visualização em tempo real e o *biofeedback*.

Este instrumento tende a ser de baixo custo, do qual depende a medição da aceleração da posição do segmento corporal, caso seja uma análise de múltiplos segmentos do MI o custo pode se tornar significativo. A sua principal desvantagem é que este apresenta uma maior facilidade para se partir, devido à sua sensibilidade ao choque numa desaceleração momentânea. Os dados de velocidade e posição podem ser obtidos através da ingressão numérica, embora se deva ter em atenção relativamente com a selecção das condições iniciais e a manipulação de efeitos gravitacionais [1,73].

O giroscópio é utilizado para medir a orientação do segmento corporal no espaço e ainda pode ser utilizado para medir a velocidade e aceleração angular através da integração destas variáveis, apesar desses dados poderem ser distorcidos por eventuais deslocamentos ou derivações [1,74,79].

Este instrumento normalmente é utilizado em conjunto com o acelerómetro para a quantificação de AVD [1,73,78].

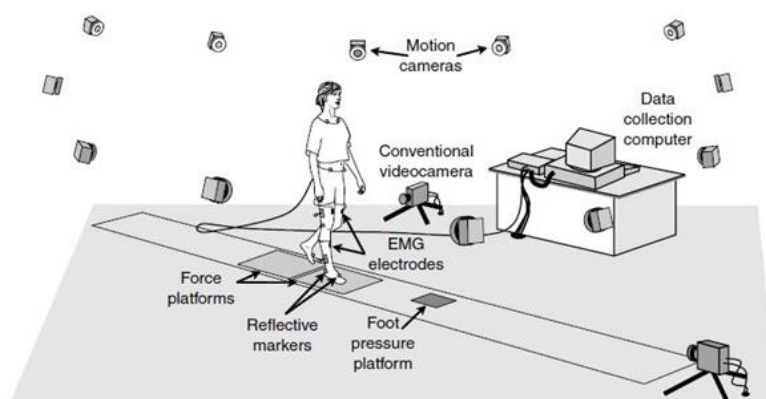


Figura 33 - Equipamento de análise de marcha utilizado em laboratório com 6 a 12 câmaras de movimento, 2 a 4 plataformas de força e sensores electromiografia [7].

O último sistema cinemático é o sistema de câmara vídeo, que estuda o movimento humano através da utilização de marcadores externos colocados sob os segmentos corporais e alinhados numa trajectória específica. Através destes marcadores é possível monitorizar e capturar os movimentos realizados por um sistema de câmaras, cerca de 6 a 12 câmaras, colocadas em torno do local de estudo [7].

Este tipo de sistema de análise do movimento tem o objectivo de reconstruir os dados captados para reconstrução do movimento em 2 dimensões e 3 dimensões, de forma a quantificar os dados cinemáticos nos diferentes movimentos. Para tal é importante ter em conta a análise de imagem realizada, desde o processamento dos dados cinemáticos 2D e 3D até à análise e modelação dos mesmos [7].

Os sistemas de captura utilizados nos laboratórios de análise do movimento podem ser agrupados em 2D e 3D. O tipo de sistema utilizado varia dependendo da profundidade da análise a realizar. Os sistemas a 2D baseiam-se no uso simples das câmaras de vídeo posicionadas ortogonalmente para capturar apenas num plano o movimento, o qual proporciona informações importantes sobre o movimento realizado naquele plano. Este sistema pode ser configurado de três formas diferentes. A primeira configuração da câmara baseia-se na aplicação da câmara directamente no plano sagital, desta forma permite uma análise das articulações neste plano, tendo o cuidado de que a câmara se encontra no plano exacto para captura do movimento. A segunda forma envolve a colocação da câmara no plano coronal, de forma a capturar a imagem da região anterior do movimento, sendo um plano de bastante interesse para a detecção de deformidades. A última configuração baseia-se no mesmo plano que a configuração 2 mas esta tende a captar a imagem da região posterior [7,73].

Relativamente aos sistemas a 3D são utilizados o maior número de câmaras, de 4 a 10 câmaras, de forma a obter a análise do movimento em 3D. Este último é um sistema muito mais caro que o primeiro devido ao número de câmaras, custo do *hardware* e a conta para suportar o software. Este tipo de sistema pode ser configurado de 2 formas. A primeira é a configuração linear da câmara, que permite armazenar um maior volume de dados, não sendo necessário que todas as câmaras obtenham as mesmas imagens, contudo, existe o risco das câmaras não captarem correctamente os dados marcadores. A segunda é a configuração em guarda-chuva, sendo aplicada nos casos em que os marcadores são mais avançados. As câmaras são posicionadas para que pelo menos 3 câmaras consigam captar os dados dos marcadores, no qual vai resultar num menor resultado na calibração ao nível do volume [2,73,79].

Ao realizar uma análise de movimento deve-se ter em conta os seguintes aspectos: a posição das câmaras; a frequência de amostragem e velocidade do obturador; sincronização das câmaras; calibração espacial das imagens; captação de dados; digitalização e transformação; filtração de dados; e os modelos anatómicos existentes [73].

4.3.1.1. Aspectos e Procedimentos do Sistema de Análise do Movimento

O primeiro aspecto a ter em conta é a posição das câmaras, em posições ortogonais (90°) é aplicável com localizações entre os 60° a 120° , tal como o número de câmaras a utilizar são essenciais para a captação e identificação dos marcadores, como calcular com precisão as coordenadas finais dos marcadores e pontos de interesse. Quanto maior o número de câmaras aplicadas, menor será o erro de cálculo das coordenadas em 3D [73].

As câmaras a utilizar nos estudos do movimento devem ser câmaras de alta velocidade, para recolher movimentos com rápidos padrões, ao que quanto mais rápido um movimento for realizado, maior deve ser a frequência de amostragem e na qual as câmaras *standards* apresentam factores limitantes. Quanto à velocidade do obturador, esta deve ser capaz de captar as imagens de forma nítida [73].

A sincronização das câmaras é o procedimento que ocorre na captação do movimento em que as câmaras devem ser capazes de recolher os dados simultaneamente o mesmo movimento para, posteriormente combinar os dados recolhidos e obter o movimento em 3D [73]. A calibração espacial é o processo de obtenção de coordenadas 3D conseguido pela extrapolação de imagens 2D o qual requer informações de duas fontes, uma extrínseca e outra intrínseca à câmara. Os parâmetros extrínsecos referem-se à informação como a orientação e posição da câmara e imagem no sistema de coordenadas do cálculo. Os parâmetros intrínsecos são mencionados como o comprimento focal e o centro da imagem em relação a lente e aos seus parâmetros de distorção. Estes dois parâmetros podem ser obtidos através de técnicas de calibração, nas quais para cada parâmetro diferem significativamente. Estas calibrações são feitas ao nível da linearização das lentes ou do sistema da câmara [73].

A captação dos dados é realizada assim que os dados recolhidos estejam completos, transferindo-os para o disco rígido do computador. Este procedimento pode ser realizado de duas formas: o procedimento mais antigo é o sistema de análise ser recolhido para uma fita analógica e posteriormente digitalizada para o disco rígido; o procedimento mais recente, a utilização digital dos vídeos, registando directamente do *output* das câmaras [73,79].

Esta captação é possível através da utilização de marcadores, passivos ou activos, colocados em diversos pontos anatómicos, representando um determinado segmento corporal. Os marcadores passivos são utilizados como forma de contraste com o fundo, seja ele escuro ou claro, estes são feitos de materiais retro-reflectivos. Quanto aos marcadores activos, produzem luz numa determinada frequência, por emissão de sinais infravermelhos como díodos emissores de luz (LED) [73].

Seja o tipo que for de marcador pode ser colocado individualmente ou através de um conjunto aglomerado de marcadores para representação de determinado segmento corporal. De acordo com Cappazzo & Cappello (1997) e Manal et al (2000), é aceitável a aplicação de

um aglomerado que utilize uma placa rígida com 4 marcadores [73].

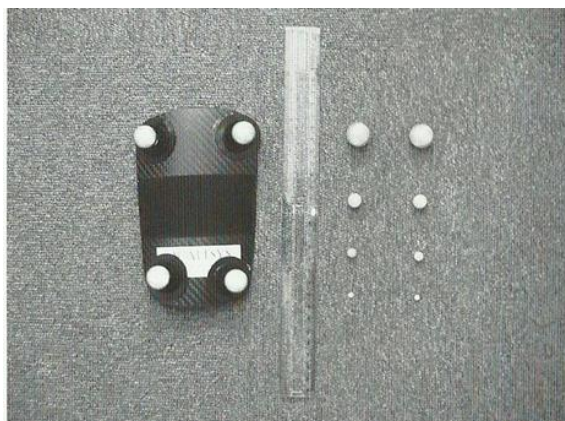


Figura 34 - Marcadores passivos e aglomerados [73].

Os principais tipos de erros relacionados com a posição de marcadores, ocorrem geralmente devido às propriedades dos tecidos ósseos e estes podem ser erros relativos, definidos por movimentos relativos entre 2 ou mais marcadores que definem um segmento corporal; ou erros absolutos, representam o movimento do marcador que deve representar um segmento ósseo [73].

Continuando com o procedimento, a seguinte etapa é a digitalização, processo de identificação dos pontos no corpo utilizando marcadores ou impressão visual dos centros articulares. Os dois métodos existentes de digitalização são: manual que utiliza o cursor do computador o qual permite seleccionar e colocar no computador a localização de cada segmento por imagem; automático utiliza os marcadores necessários para identificar a primeira imagem e automaticamente localiza as seguintes [73]. A transformação é a computação das coordenadas 2D e 3D nos pontos escolhidos no corpo e é realizada por base da transformação directamente linear (DLT), tendo sido desenvolvida por Abdel-Aziz e Karara (1971) [68]. Este método relaciona as coordenadas 2D dos marcadores para cada câmara e a localização no espaço 3D [73].

A filtração dos dados é a última operação deste procedimento e realiza uma suavização das coordenadas de cada marcador e remove alguns erros que tenham sido realizados na fase de digitalização. Neste tipo de sistemas são utilizados filtros de passa-baixo, sendo comum o uso de filtros de 2ª e 4ª ordem de Buerworth com uma frequência de corte entre os 6 e 7 Hz dos dados da marcha. Este tipo de filtro permite a passagem de baixa frequência e desta forma previne a passagem dos dados das altas frequências [73].

4.3.4.2. Modelos Anatômicos

Os modelos anatómicos têm o objectivo de obter valores mais fidedignos e melhorar a interpretação e análise do movimento. Nos dias de hoje existem diversos tipos de modelos anatómicos e estes diferem segundo: o tipo de cuidado utilizado nas medições

antropométricas; a quantidade de marcadores necessários e como é aplicada; e a calibração utilizada [2,73,79]. Os principais modelos utilizados em estudos do movimento são: modelo anatómico simples; de Vaughn; e Helen Hayes.

O modelo anatómico simples fixa os marcadores directamente sob a pele, num ponto anatómico e próximo do centro de rotação de uma articulação. Para este modelo os pontos anatómicos utilizados são: a cabeça do 5º metatarso; maléolo lateral, côndilo femoral (lateral), grande trocânter, crista ilíaca ântero-superior, acrómio, côndilo umeral e punho (centro) [73].

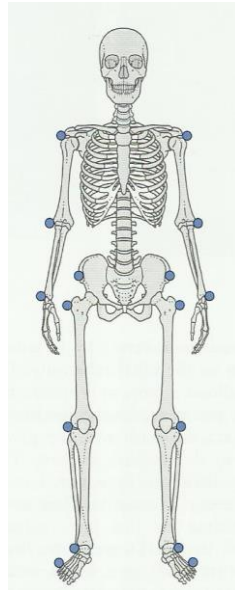


Figura 35 - Modelo Simples [73] .

Relativamente ao modelo de Vaughan, neste os marcadores são aplicados a um nível mais detalhado, quanto à antropometria do MI, esta baseia-se nas distâncias internas entre as cristas ilíacas ântero-superiores, largura da anca, comprimento da coxa, circunferência da perna, diâmetro do joelho, comprimento do pé, altura do maléolo e largura do pé. Quanto ao modelo de Helen Hayes, os marcadores são colocados de forma a utilizar os comprimentos do MI, largura do joelho e largura do tornozelo. Estes modelos apresentam algumas diferenças relativamente ao modelo anterior s como a aplicação de um marcador na região do sacro ou aplicação do marcador na cabeça do 5º metatarso para o segundo, como é demonstrado na figura 36.

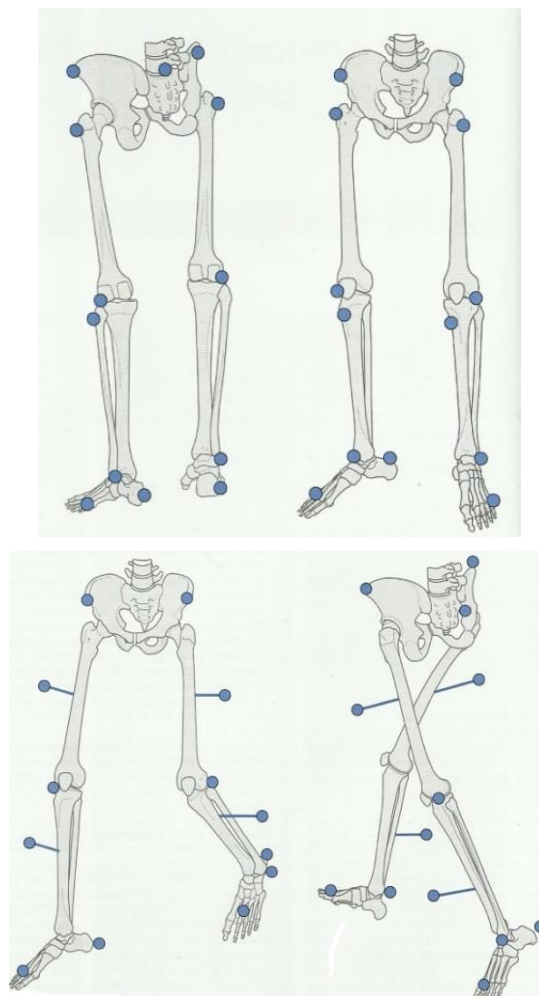


Figura 36 - Modelo de Vaughn (Cima) e de Helen Hayes (Baixo) [73].

Existem outros modelos que podem ser aplicados no estudo do movimento, as quais se baseiam nos mesmos princípios aos que já foram referenciados como Qualysis, Elite e Ariel, aplicados não só para a análise como para a investigação da marcha [80].

4.4. Parâmetros Cinéticos

O estudo cinético da marcha tem o objectivo de estudar as forças internas e externas presentes na marcha. Este tipo de estudo permite verificar parâmetros de forças de reacção nas articulações, momentos articulares internos, tal como a potência e o trabalho mecânico [8,76].

De acordo com Win (2005), os cálculos cinéticos do movimento utilizam as forças e os momentos externos para calcular forças e momentos internos. A informação cinemática, antropométrica e das forças externas aplicadas no indivíduo vai permitir o cálculo das forças de reacção e os momentos articulares [8].

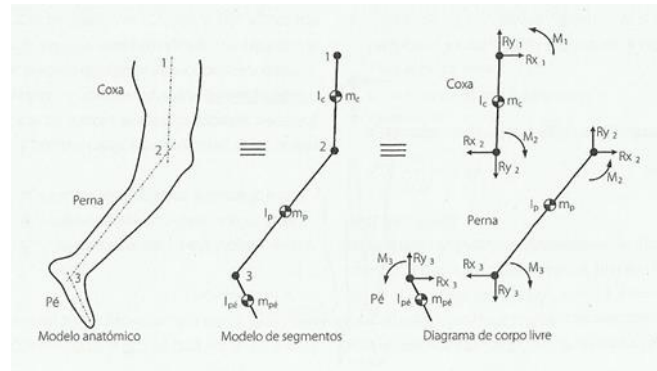


Figura 37 - Relação entre os modelos anatómico, segmento e diagrama de corpo livre [8].

Os momentos articulares e as potências mecânicas estabelecem grande parte da informação relevante, principalmente quando se adicionam os parâmetros obtidos por ELECTROMIOGRAFIA. A potência mecânica (P_m , potência muscular (W)) é o resultado do produto entre o momento articular (M , momento interno (Nm)) e a velocidade angular (ω , velocidade angular (rad/s)) de uma determinada articulação, como é apresentado na fórmula (XIII) [8]:

$$P_m = M \times \omega \quad (XIII)$$

Através da potência é possível identificar que tipo de acção o músculo realiza, caso a acção seja concêntrica, então $P > 0$, caso a acção seja excêntrica, o $P < 0$ e se a acção for isométrica então $P = 0$ [8].

Na marcha é possível medir a energia despendida através do trabalho mecânico. Desta forma é possível calcular o trabalho realizado durante um período de tempo na marcha, isto significa que, a energia (W , energia muscular (J)) pode ser calculada pela integração da potência (P , potência na articulação (W)) num período de tempo (t), como é possível verificar na fórmula (XIV) [8]:

$$W = \int_{t_i}^{t_f} P * dt \quad (XIV)$$

Relativamente às FRS, como o nome indica, são forças exercidas sobre o solo, determinados pela intensidade, factores intrínsecos e dinâmicos. Pela aplicação da 3ª Lei de Newton é possível afirmar que a superfície de apoio devolve a força de igual magnitude e numa direcção oposta. Esta força pode ser dividida em 3 componentes: vertical; ântero-posterior; e médio-lateral. A sua magnitude oscila em torno do valor do peso/massa do indivíduo, o qual varia devido ao efeito de aceleração dos movimentos de elevação e depressão do centro de massa durante o ciclo [8].

Na fase inicial da marcha, a aceleração desloca-se para cima do centro de massa corporal elevando-se, no que coincide com a FRS, tornando o seu valor superior ao peso do corpo.

Quando se encontra na parte final e o centro de massa do corpo tende a voltar ao ponto inicial verifica-se uma desaceleração, o que leva a uma diminuição da FRS [8,69].

Para além destes parâmetros existe ainda a energia e trabalho do ciclo de marcha. Quando se realiza trabalho num determinado sistema a energia no sistema aumenta. O trabalho é realizado quando a força é deslocada linearmente a uma certa distância ao longo de uma determinada linha de acção ou quando um momento da força é deslocado em rotação de um certo ângulo. O trabalho pode ser quantificado pela variação de energia potencial gravítica (E_p), que pode ser calculado pela fórmula (XV) [8]:

$$E_p = mg \times h \quad (XV)$$

Este cálculo baseia-se no produto do peso do segmento corporal (mg), valor que se obtém em Newton (N), com o deslocamento do centro de massa do segmento (h) valor em metros (m), desta forma obtém-se o valor de E_p em Joule (J) [8].

Dentro deste parâmetro é possível calcular o valor da energia do movimento, conhecido como a energia cinética, que pode ser determinada por base da velocidade linear e velocidade angular, como pode ser observado nas fórmulas (XVI), (XVII) [8]:

$$Ec(l) = \frac{1}{2} m v^2 \quad (XVI)$$

$$Ec(a) = \frac{1}{2} I \omega^2 \quad (XVII)$$

No qual $Ec(l)$ simboliza a energia cinética do movimento em translação (J), $Ec(a)$ simboliza a energia cinética do movimento em rotação (J), m é a massa do segmento (Kg), v a velocidade linear do segmento (m/s), I o momento de inércia do segmento no eixo de rotação ($Kg.m^2$) e ω a velocidade angular do segmento (rad/s) [8].

O último parâmetro possível de ser calculado neste tipo de estudo é a energia total (E_t) do segmento, que depende não só da massa e altura do centro de massa, como também das velocidades lineares e angulares. Assim a E_t é o resultado da adição da E_p , $Ec(l)$ e $Ec(a)$, como é representado na fórmula (XVIII) expressão [8]:

$$E_t = E_p + Ec(l) + Ec(a) \quad (XVIII)$$

4.4.1. Equipamentos de Medição dos Parâmetros Cinéticos

Os estudos cinéticos utilizam instrumentos de medição que se baseiam na realização de pressão. Estes instrumentos podem ser utilizados para medição no interior do calçado,

através de palmilhas instrumentadas e no exterior, através de instrumentos como plataformas de força [8,75].

As palmilhas instrumentadas são um instrumento de medição e análise de pressões na superfície plantar do pé, colocados no interior do calçado. Este tipo de instrumento permite recolher diversos tipos de dados como: mapa numérico das pressões máximas; gráficos de força/tempo; mapas tridimensionais com escala de cores; e monitorização em tempo real de pressões [81,82].

Actualmente, com a acessibilidade das novas tecnologias, a recolha e a transmissão dos dados é realizada através de uma rede sem fios, *Wireless Local Area Network* (WLAN), isto permite recolher a informação em zonas exteriores e interiores, sem a utilização de cabos que estejam conectados ao receptor [80,81]. A baropodometria utiliza a distribuição de carga dinâmica, correspondente à força de reacção vertical do solo, pode ser avaliada com o uso de uma matriz plana, bidimensional com pequenos sensores piezorressitivos. A resolução global do transdutor depende do tamanho do sensor das “células”. O conjunto de sensores configurados para as palmilhas com calçado ou descalço de forma a proporcionar duas medições clínicas alternativas [1,7,83,84].

Quanto às plataformas de força, estas são colocadas numa área de execução de estudo, utilizam as forças de reacção vectoriais do solo em 3D, o momento de reacção ao solo e o ponto de aplicação do vector da força de reacção do solo (centro de pressão). Existem 3 modos de construção de plataformas segundo o posicionamento e os sensores: o primeiro é a plataforma de um único sensor; o segundo é a plataforma triangular com três sensores; e o último é a plataforma rectangular a qual apresenta 4 sensores. As últimas plataformas realizam as medições nas três componentes da FRS, para cada um dos sensores nas direcções médio-lateral (X), ântero-posterior (Y) e vertical (Z) [31,85].

As plataformas de força possuem uma dimensão superficial típica de 0,5 x 0,5m e são compostas de vários medidores de tensão ou com um conjunto de sensores piezoeléctricos rigidamente montados juntos [1,7,73,84].

Este tipo de medição apresenta a limitação do número de passos necessários para recolher os dados e o facto de os indivíduos alterarem o seu padrão de marcha de maneira a que os passos coincidam com a plataforma, sendo um acontecimento que não ocorre com as palmilhas instrumentadas. No entanto as palmilhas podem não apresentar muitos sensores e quanto menor o número de sensores menor a resolução [31,87].

4.5. Relação entre os Momentos, Velocidade Angular e Energia na Marcha

A dinâmica inversa é a combinação dos estudos cinemáticos e cinéticos, permitindo assim o cálculo dos momentos e velocidades angulares das articulações. Neste tipo de estudos os segmentos corporais encontram-se em acelerações, então os efeitos da inércia devem ser tidos em conta nos cálculos dos momentos rotacionais e energia articular [73].

No momento de ataque ao solo, o vector da FRS passa perto do centro articular do tornozelo, produzindo um pequeno momento, por vezes o vector da FRS fica atrás para aumentar o momento de flexão plantar. Após este momento, as forças vão ser realizadas na região anterior, produzindo um momento de flexão dorsal, com aumento de força e esta será maior na região da cabeça dos metatarsos, de forma a permitir uma impulsão mais eficiente [1,73].

Ainda no momento de ataque ao solo, o vector da FRS passa na região anterior do joelho, promovendo um aumento do momento de extensão. O vector da força move-se para a região posterior da articulação, levando a um momento de flexão. Após a fase medial de apoio o vector da força passa novamente para a região anterior até à finalização da descolagem completa do pé ao solo [1,73].

Relativamente ainda ao momento de ataque ao solo, na região da anca é produzido o pico do momento de flexão devido ao vector de FRS passar muito longe ao nível anterior. Depois do ataque ao solo o vector continua na região anterior da anca, com uma redução significativa da distância de aplicação dessa força, sendo na fase de apoio medial do ciclo de marcha que o vector passa para a região posterior da articulação, provocando um momento de extensão. Durante a fase de balanço vão ocorrer momentos significativos durante a aceleração e desaceleração do MI [1,73].

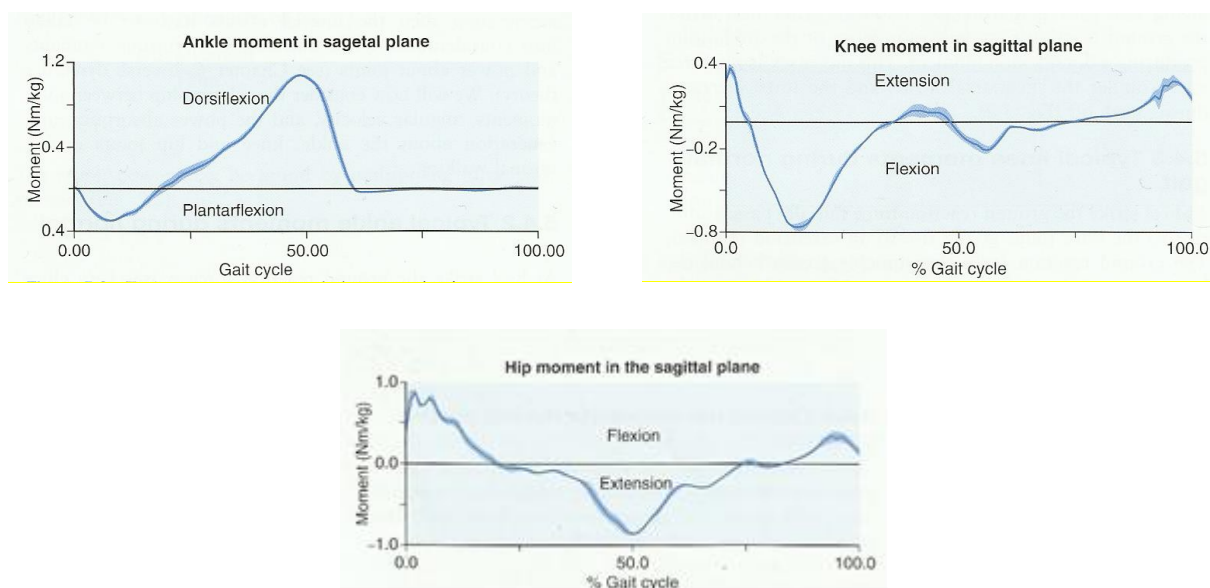


Figura 38 - Momentos típicos do tornozelo, joelho e anca durante a marcha [74].

A velocidade angular pode ser utilizada para calcular a potência, devido a tal, os valores descritos em texto são conversões de grau por segundo ($^{\circ}/s$) para radianos por segundo (rad/s), onde foram divididos os seus valores por 57.3, ao qual é o número de graus existente em 1 radiano. No entanto a figura 39 - velocidade angular típica do tornozelo, joelho e anca durante a marcha, apresenta os valores segundo $^{\circ}/s$ [73].

Quanto à velocidade angular do tornozelo no momento de ataque ao solo realiza o movimento de flexão plantar controlado por uma contracção excêntrica dos músculos

anteriores. A partir deste momento, a tíbia inicia o seu movimento sobre o tornozelo por contracção muscular excêntrica, agora pela região muscular posterior. Aproximadamente a meio do ciclo de marcha (50%), o calcâneo levanta o tornozelo realiza uma rápida flexão plantar, aproximadamente de 4.4 rad/s, produzida pela contracção concêntrica do grupo muscular posterior providenciando a impulsão corporal [1,73].

Relativamente ao joelho, este encontrar-se-á em flexão no momento de ataque ao solo. Durante o apoio inicial do membro, a flexão do joelho pode chegar a um pico de velocidade angular entre os 2,62-3,49 rad/s. A coxa vai-se mover sobre a perna e simultaneamente a perna move-se sobre o tornozelo, causando um velocidade de extensão entre os 1,40 e os 1,75 rad/s. A meio do ciclo de marcha (aproximadamente 50%) o joelho volta a flexionar. A flexão do joelho, no momento de descolagem da região anterior do pé (cabeças dos metatarsos), é considerada normal num intervalo de valores de 5,24-6.11 rad/s, neste momento a velocidade do joelho tende a reduzir quando este chega ao seu máximo de flexão. Após o ponto máximo de flexão do joelho inicia a rápida extensão com uma variação entre os 6,98-8,47 rad/s [1,73].

Quanto à velocidade angular da anca, esta encontra-se em flexão e imóvel até ao momento de ataque ao solo, onde inicia à extensão a medida que o corpo se move sobre o membro. A meio do ciclo de marcha, com a elevação do calcâneo inicia-se então a velocidade angular da flexão da anca. Ao observar as velocidades realizadas, a velocidade da extensão apresenta menores valores que a de flexão da anca, verifica-se então um movimento controlado na fase de apoio do membro, seguido por uma rápida velocidade angular do movimento de flexão para mover o membro adiante, realizando um novo passo [1,73].

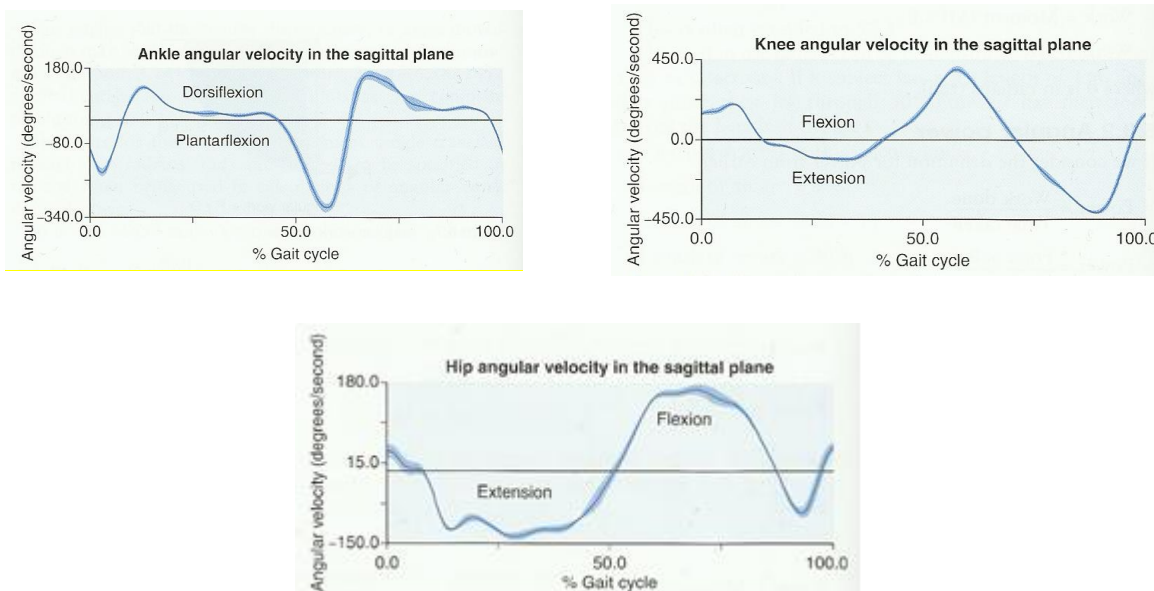


Figura 39 - Velocidade angular típica do tornozelo, joelho e anca durante a marcha [74].

Como referido anteriormente, a energia articular é calculada pela velocidade angular rad/s e os momentos articulares (Nm ou Nm/Kg). De acordo com o que é observável na figura 40 - energia articular típica do tornozelo, joelho e anca durante a marcha, os valores positivos demonstram a potência gerada e os valores negativos a energia absorvida. De acordo com acção muscular, acções concêntricas estão associadas com a energia gerada e as acções excêntricas estão associadas com a potência absorvida [1,73].

Ao nível do tornozelo, o momento de ataque ao solo com o calcâneo, ocorre um momento e velocidade angular da flexão plantar, o que demonstra ser um instante de absorção da energia (acção excêntrica) pelos músculos de flexão dorsal. Seguidamente ocorre a absorção de energia mas agora nos músculos de flexão plantar, no instante em que o corpo se move sobre o pé. No instante de descolagem da região do antepé, ocorre um momento de flexão dorsal mas com velocidade angular da flexão plantar, gerando desta forma energia (acção concêntrica) dos flexores plantares [1,73].

Quanto ao joelho, no primeiro instante do ciclo de marcha, vai apresentar geração de energia devido ao vector da FRS passar anteriormente à articulação, o que promove um momento de extensão enquanto o joelho realiza flexão. Após este instante, o vector da FRS desloca-se para trás da articulação criando um momento flexor, estando o joelho ainda a realizar o movimento de flexão, no qual ocorre absorção ao choque devido ao grupo muscular do quadríceps. O joelho volta a apresentar uma actividade concêntrica aos 20% do ciclo de marcha, aproximadamente, e está relacionado com a acção concêntrica do quadríceps puxar do fémur sobre a tíbia. Com a extensão do joelho o vector da FRS passa novamente para a frente da articulação, onde não é produzido qualquer momento e a geração ou absorção de energia é muito pequena ou mesmo nula. De acordo com a figura 40 no gráfico da energia articular do joelho é possível verificar que a partir dos 50-60% do ciclo de marcha, quando ocorre a descolagem do solo, ocorre um momento de flexão e o envolvimento do joelho na produção de energia é quase nula [1,73].

Relativamente à articulação da anca ocorre uma absorção da energia no primeiro instante do ciclo de marcha, devido a um curto período de momento e velocidade angular de flexão. Ao iniciar o movimento sobre a fase de apoio, a anca começa o movimento de extensão enquanto o momento apresenta-se em flexão, gerando assim energia pelos extensores da anca. Aproximadamente aos 25% do ciclo de marcha, o momento de flexão passa para extensão, o que demonstra que com a extensão da anca ocorre absorção de energia ou controlo excêntrico por parte dos músculos flexores da anca à medida que o corpo se move sobre a fase de apoio. Aos 50% do ciclo de marcha a anca alcança o seu pico de extensão máxima, ocorrendo uma rápida geração de energia até a descolagem do antepé. Esta geração de energia ocorre quando a FRS cria um momento de extensão e a articulação altera a velocidade angular de extensão para flexão [1,73].

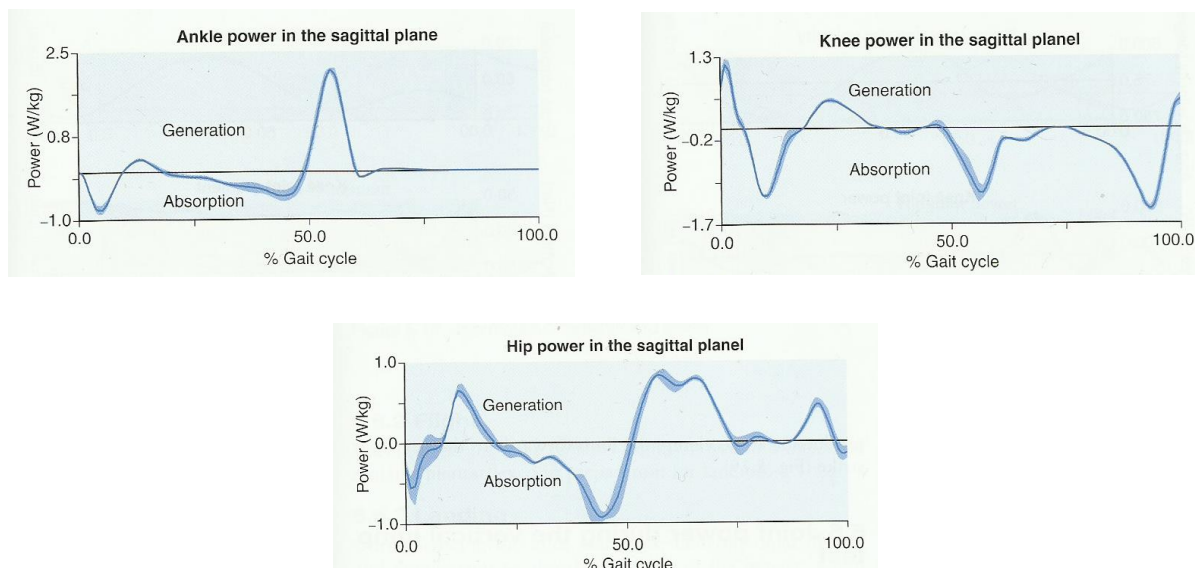


Figura 40 - Energia articular típica do tornozelo, joelho e anca durante a marcha [74].

4.6. Parâmetros Electromiográficos

A electromiografia é o estudo da função muscular através da recolha de sinais eléctricos. Este sistema detecta as alterações do potencial eléctrico muscular quando sujeito a um impulso nervoso motor [7,88].

Este método tornou-se uma ferramenta válida na medição da actividade muscular o qual permitem obter resultados através de eléctrodos de superfície, de forma a fornecer informação sobre um determinado movimento [7,88].

A amplitude pico-a-pico dos sinais electromiográficos pode ser influenciada por determinados factores como: o número de fibras musculares activas; o tamanho e orientação dos eléctrodos relativamente às fibras musculares; e a distância entre as fibras activas e os eléctrodos. A frequência do sinal vai depender do tamanho e distância entre os eléctrodos e a distância entre os eléctrodos e as fibras activas [31,89-93]. Apesar destas condições existem mais variáveis que influenciam a qualidade dos dados recolhidos, como as condições da pele do indivíduo, o tipo de amplificação e filtração do sinal e a taxa de aquisição de dados [7,88].

Relativamente à frequência do sinal electromiografia varia entre os 25 a vários kHz. Quanto à variação da amplitude do sinal, esta pode ir desde os 100 μ V aos 90mV, a qual depende dos eléctrodos utilizados e o tipo de sinal detectado [7,88].

4.6.1. Tipos de Medição dos Parâmetros Electromiográficos

A medição electromiografia pode ser realizada através de eléctrodos de superfície ou de profundidade. Os eléctrodos de superfície baseiam-se na colocação de eléctrodos sob a superfície da pele. Quanto aos eléctrodos de profundidade são inseridos no músculo através de uma agulha hipodérmica para medição dos potenciais de tensão produzidos pela contracção muscular [88].

Os eléctrodos de superfície são utilizados como métodos não-invasivos que permitem recolher apenas sinais superficiais e mais cómodos quando comparados com os eléctrodos de profundidade, que são utilizados como um método invasivo capazes de recolher dados mais apropriados relativamente aos níveis fisiológicos para análise de marcha, mas estes apresentam características de incomodidade e de potencializar dores ao utilizador, o que o torna num método menos credível para aplicar no estudo da marcha [88].

Os eléctrodos podem ser passivos ou activos. No caso de ser passivo, o eléctrodo consiste na detecção da corrente na pele através da interface eléctrodo/pele e não possui uma resistência elevada de *input*, o que afecta a resistência da pele, a qual pode ser diminuída com a utilização de álcool a 70%, pela remoção de pêlos e abrasão de forma a remover elementos electricamente não condutores [89-93].

Os sinais captados devem ser recolhidos de forma fidedigna e sem recolher informações indesejáveis que posteriormente serão mais difíceis de separar do sinal pretendido. Os sinais podem estar sujeitos à ocorrência de artefactos, ruídos e *crosstalk* [31,89-93].

Os artefactos são movimentos de eléctrodos e cabos, interferindo na rede e torna-se necessário realizar um processo de filtração. Apesar dos movimentos corresponderem a um nível baixo do espectro electromiografia, cerca de 30 Hz, a amplitude é a suficiente para dificultar o processo de remoção com filtros passa-alto [89].

Os ruídos que podem ocorrer nos eléctrodos, cabos de ligação entre eléctrodos e amplificador e componentes de instrumentação internos. O ruído pode ser causado pela natureza do eléctrodo, pelas propriedades físicas dos semicondutores utilizados no amplificador. Este tipo de ruído não pode ser eliminado na totalidade mas pode ser reduzido para valores mínimos [86]. Este tipo de ruído encontra-se normalmente entre os 50 e os 60 Hz, quando a pele não está devidamente preparada ou o eléctrodo não está devidamente ajustado à pele e aparece como uma onda sinusoidal no traçado electromiografia ou picos regulares quando os dados são filtrados com filtros de passa-alto [90].

A outra ocorrência *crosstalk* é o resultado da recolha de actividade eléctrica de outros músculos que não estão em análise. Ao nível de aplicação a electromiografia é utilizada para determinar tempos de activação muscular, desde o início até ao fim da excitação muscular de forma a detectar o grau de actividade de um músculo ou grupo muscular de forma a obter um índice de fadiga muscular [93].

Relativamente à localização dos eléctrodos, estes devem ser colocados nos pontos médios entre os pontos motores e os tendões para casos de contracções isométricas e nos pontos médios do ventre muscular no caso de contracções isotónicas [93].

De acordo com as normas de SENIAM, os eléctrodos devem ser colocados de acordo com anatomia normal humana [88]. De acordo com estas normas os eléctrodos devem ser colocados nos seguintes músculos: Grande Glúteo; Médio Glúteo; Tensor de Fásia Lata; Recto Femoral; Vasto Medial; Vasto Lateral; Bicipite Femoral; Semitendinoso; e Grande Adutor. Pode se utilizar como referência, músculos localizados na perna como: Tibial Anterior; Soleus; Gastronomeus Medial [92,93].

Capítulo 5

Estudo Experimental

O principal objectivo da análise de marcha é a medição quantitativa e avaliação da locomoção humana. Esta pode ser utilizada com duas finalidades muito distintas: ajustar directamente no tratamento do paciente com uma patologia ou uma determinada limitação; a outra é a compreensão da marcha, através da investigação [1,2].

A análise da marcha pode ser realizada apenas pela observação, análise visual, a qual não utiliza materiais e *softwares* específicos ou profissionais. Esta análise apresenta 4 limitações: é transitória, ou seja, não proporciona qualquer registo; o olho não consegue observar momentos de alta velocidade; é possível observar o movimento, mas não as forças; e depende das capacidades de observação do indivíduo [1].

Caso seja necessário e para fazer face às duas primeiras limitações apresentadas é possível recorrer à gravação do ciclo de marcha do indivíduo através de vídeo, de forma a ter o registo e que permita dividir as duas fases da marcha e os seus instantes e diminuindo a velocidade da progressão da marcha [1].

Este método de trabalho permite recolher alguns dados específicos da marcha, principalmente ao nível das variáveis espaço-temporais, no entanto não proporciona quaisquer valores quantitativos das diferentes variáveis, cinemática, cinética e electromiografia [1,2].

Desta forma recorre-se aos materiais e equipamentos de quantificação das diferentes variáveis existentes e mencionadas ao longo do “Capítulo 4 - Métodos de Análise do Movimento”, da presente dissertação, o que permite identificar anomalias da marcha num determinado grupo de indivíduos e especificamente do indivíduo que realize o estudo da marcha. A utilização deste tipo de sistema permite ainda o desenvolvimento de estratégias de melhoramento da marcha, como caracterizar a marcha individualmente e especificar um grupo de indivíduos que apresentem uma marcha semelhante.

Como foi referido no início deste capítulo, as aplicações da marcha podem ser divididas em duas categorias: avaliação clínica da marcha e investigação do ciclo da marcha. A primeira categoria mencionada tem o objectivo de ajudar directamente um indivíduo

específico; relativamente à segunda categoria possui o objectivo de melhorar o conhecimento da análise de marcha [1,2].

As duas categorias possuem diferenças consideráveis relativamente às técnicas aplicadas nesta área. Na pesquisa do ciclo de marcha é possível levar um dia inteiro a preparar, realizar medições e processar os dados obtidos, sendo considerado normal e aceitável, mas relativamente à avaliação clínica da marcha existe a necessidade de utilizar instrumentos de fácil aplicação e de obtenção de resultados rapidamente [1,2].

5.1. Caracterização da Amostra

A amostra realizada neste estudo foi constituída por indivíduos todos do sexo masculino com idades compreendidas entre os 44 e 46 anos. Para a realização deste estudo foram estabelecidos alguns critérios de selecção: 1) os participantes devem ser adultos com uma idade superior a 18 anos; 2) os indivíduos devem apresentar apenas uma amputação num dos membros, amputação unilateral; 3) os indivíduos devem ser capazes de realizar a sua marcha sem recorrer a produtos de apoio ou auxiliares de marcha.

O estudo teve como amostra 2 indivíduos amputados, 1 amputado transfemoral e 1 amputado transtibial; com idades compreendidas entre os 44 e os 46 anos ($45 \text{ anos} \pm 1.4142$); com altura entre 1.77 e 1.83 m ($1.80\text{m} \pm 0.0424$); peso entre 67 e 76 Kg ($71\text{Kg} \pm 6.3640$); a realização de marcha sem paragens entre os 15 e 30 min ($22\text{min}30\text{s} \pm 10.6066$).

De acordo com o que os participantes referiram, estes realizam as AVD e actividades físicas normalmente e com a prótese, o que os coloca num nível de actividade 3 (Activo). Todos os participantes apresentavam cotos com um bom estado de cicatrização sem edemas ou úlceras de pressão.

Relativamente a quedas sofridas, o amputado transfemoral é o que apresenta maior tempo de amputação e de utilização de prótese, aproximadamente 17 anos, este sofreu algumas quedas, no entanto de acordo com o seu depoimento e postura no decorrer dos testes, não demonstrou quaisquer receios de queda ou de preocupação na sua marcha. Quanto a dores, este refere apenas que esporadicamente sente dor fantasma, num curto intervalo de tempo, salientando que quando realiza marcha não sente qualquer dor ou desconforto.

Quanto ao amputado transtibial é o que apresenta menor tempo de amputação dos participantes, 2 anos e 8 meses, nunca ocorreu uma queda durante a marcha e de acordo com o seu depoimento não tem receio de queda durante a marcha. Quanto a dores este refere que a dor fantasma que ocorre, num curto intervalo de tempo, mas que recentemente tem sentido dores ao nível cutâneo do coto, no entanto refere que não tem qualquer desconforto ao utilizar a prótese.

Na tabela 12 é possível observar dados referentes aos indivíduos amputados sobre a amputação relativamente ao tipo de amputação, comprimento, a causa etiológica, o membro e o estado do coto.

Tabela 12 - Características da amputação dos participantes.

Sujeito	Amputação	Comprimento do Coto	Causa	Membro Amputado	Estado do Coto
1	Transtibial	1/3 medial	Infecção	Esquerdo	Bom Estado
2	Transfemoral	1/3 distal	Traumática	Esquerdo	Bom Estado

Na seguinte tabela é possível observar os dados referentes às próteses dos indivíduos amputados, abordando os componentes e o nível de actividade. Todos os participantes realizaram os testes com próteses exoesqueléticas.

Tabela 13 - Características das próteses dos participantes.

Sujeito	Nível de Actividade	Encaixe	Meio de Suspensão	Joelho Protésico	Pé Protésico
1	3	Encaixe de Contacto Total TSB	Pino	-	Pé de Carbono (Epiros Endolite)
2	3	Contenção Isquiática CAT-CAM	Vácuo	Hidráulico Policêntrico (KX06 Endolite)	Pé de Carbono com Tornozelo Hidráulico (Kinterra Freedom)

Relativamente ao amputado transtibial, este apresenta um encaixe TSB (Total Surface Bearing), cuja característica principal é o seu contacto total entre a superfície cutânea do coto do amputado e a superfície interna do encaixe. Isto ocorre devido às pressões realizadas abaixo da rótula e a contra pressão na cavidade poplíteia serem menores e por outro lado as superfícies de apoio do encaixe e liner (interface entre o encaixe e o coto) são mais homogêneas. Desta forma este tipo de encaixe necessita a utilização do liner, normalmente em material de silicone, o qual apresenta características de adaptação às pressões realizadas no interior do encaixe, amortecendo as pressões nas regiões ósseas e aumentando as pressões nas superfícies de tecidos moles [3-6].

O pé protésico que o amputado transtibial possui um pé em fibra de carbono. Este tipo de pé é caracterizado pela sua capacidade de resposta dinâmica nas reacções ao solo, realizando o efeito de mola para impulsão do membro protetizado. Este apresenta ainda características de retorno e eficiência de energia [3-6]. Este pé apresenta ainda a característica de estabilidade em forma de tripé, o qual permite ainda mobilidade axial [94].

Quanto ao amputado transfemoral este apresenta um encaixe CAT-CAM (Countered Anterior Trochanteric/Controlled Alignment Method). Este encaixe permite uma posição fisiológica do fémur mais adequada, realizando as pressões ao nível médio-lateral, o que permite maior estabilidade tanto numa posição ortostática como para realização da marcha.

Este encaixe apresenta uma parede lateral mais alta que engloba o grande trocânter, promovendo a estabilidade médio-lateral e evitando a abdução natural do membro. Desta forma este encaixe apresenta a capacidade de evitar possíveis rotações e fricções entre o coto e o interior do encaixe. Para além de ser indicada para indivíduos com amputações com um comprimento do coto no 1/3 distal ou medial, promove ainda a circulação sanguínea e a redução do gasto energético [3-6].

O seu joelho protésico é um joelho mecânico hidráulico policêntrico, com sistema hidráulico que funciona como controlo para ambas as fases de apoio e balanço da marcha. Devido a este controlo hidráulico é possível a variação da cadência durante a marcha [3-6]. Este joelho apresenta uma característica própria com uma capacidade de flexão aproximadamente de 160° [95]. Relativamente ao pé protésico utilizado é um pé de carbono que apresenta uma articulação de tornozelo hidráulico. Este pé permite uma melhor adaptação em diversos terrenos que por sua vez aumenta a capacidade de contacto com o solo em terrenos irregulares. Quanto às suas características físicas que permitem a realização de uma amplitude articular de 12° [96].

5.2. Instrumentos e *Softwares*

O estudo biomecânico realizado neste trabalho experimental foi desenvolvido no Centro de Estudos e Movimento e Actividade Humana na Escola Superior de Saúde do Politécnico do Porto.

Em seguida são apresentados os instrumentos utilizados na recolha e leitura dos dados recolhidos no decorrer do estudo.

Quanto aos parâmetros cinemáticos do estudo foram utilizados um sistema de 6 câmaras de Oqus, aplicando o *software* de *Qualisys Track Motion* 2.15 (QTM), para captura do movimento através de marcadores colocados sobre o corpo dos participantes [97].

Os parâmetros cinéticos do estudo foram utilizados duas plataformas de forças *Bertec Corporation*, localizadas ao nível do solo e ambas com uma frequência de amostragem de 1000Hz e ganhos pré-definidos (FP4060-10 e FP4060-08), conectados com um amplificador *BERTEC* AM 6300. O amplificador encontrava-se ligado a um conversor analógico/digital de 16 bits, da marca *Biopac* [98].

Os valores obtidos, processados e que serão demonstrados no subcapítulo 5.5 Resultados foram realizados através do *software* MATLAB R2016b.

5.3. Questões de Ética

Este estudo biomecânico tem o objectivo de execução estrita do código deontológico e padrões éticos aos quais se deve reger todo o tipo de investigação científica no qual envolva a forma humana, neste caso com indivíduos amputados. Todos os participantes foram informados sobre todos os procedimentos realizados antes do estudo ser realizado, no qual

firmaram o documento observado no Anexo I - Termo de Consentimento Informativo, da presente dissertação.

O estudo encontra-se estruturado segundo o protocolo de Declaração de Helsínquia datada de 1964. Adicionalmente, todos os procedimentos efectuados estão de acordo com as normas éticas da Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico do Porto e do Centro de Estudos de Movimento e Actividade Humana.

5.4. Procedimento do Estudo Biomecânico

Antes de iniciar o estudo biomecânico foi necessário verificar a posição das câmaras tal como a sua calibração. Estas câmaras devem estar colocadas em posições ortogonais (90°) ou entre o 60° a 120° . Ao posicionar as câmaras na área de estudo, captação das plataformas de força e de toda a superfície dos participantes com marcadores deve-se verificar a imagem capturada por cada uma delas, de forma a evitar captar pontos reflectores como quando uma das câmaras capta lente de outra câmara e que pode levar a erros de cálculos precisos e mesmo identificação de marcadores. Caso não haja forma de mudar a posição de uma das câmaras e esta esteja a ser captada por outra câmara, deve-se colocar uma máscara no *software* que permite esconder este marcador e facilitar o processo de captação [97].



Figura 41 - Câmaras Oqus utilizadas para a captação dos testes [97].

Quanto à calibração espacial foi realizada através de varas em forma de “L” e “T”, sobre a área de captação do movimento e onde se localizam as duas plataformas de força. A vara em forma de “L” é constituída por 4 marcadores e deve ser posicionada sobre uma das plataformas segundo a orientação do espaço tridimensional. A vara em forma de “T” apresenta apenas 2 marcadores e esta deve ser movimentada ao longo de um período de 30 segundos com movimentos seguidos ântero-posteriores de baixo para cima, ou vice-versa, e ainda com movimentos rotacionais sobre a área de captação das câmaras, realizado em diversas posições para que todas as câmaras possam captar e calibrar o sistema [97].

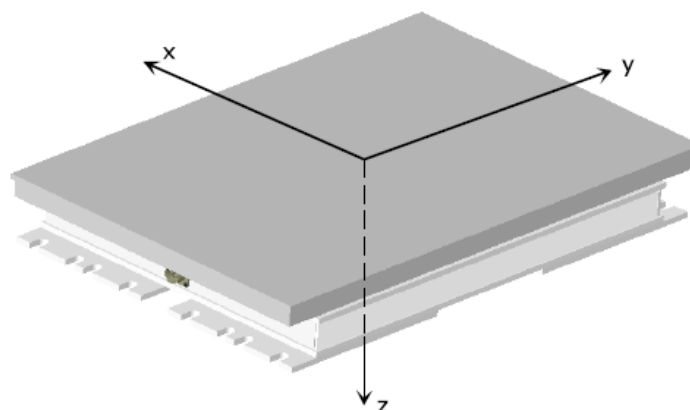


Figura 42 - Orientação da plataforma de força [98].


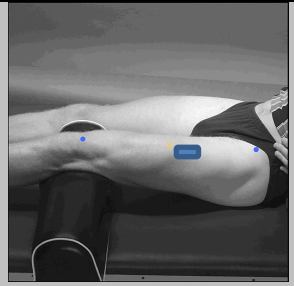
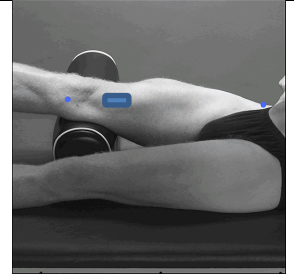
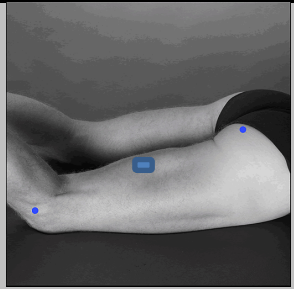
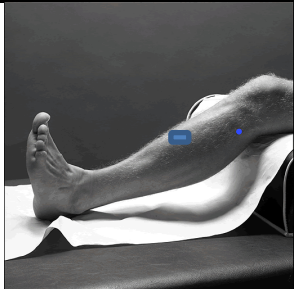

De acordo com a figura 42 é possível medir as forças médio-laterais, no eixo x, as forças ântero-posteriores, no eixo y segundo a direcção indicada na imagem, e ainda as forças verticais, no eixo z. Cada plataforma de força é calibrada individualmente e a matriz de calibração é armazenada digitalmente na plataforma de força. No entanto, o *output* analógico do amplificador fornece uma saída calibrada numa escala completa (± 5 V) por taxa de carga nominal da plataforma de força [98].

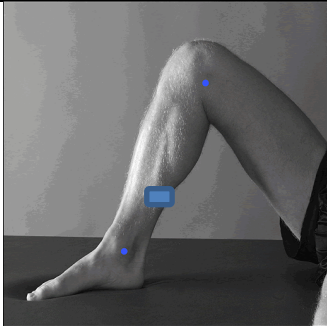
Após o processo de calibração da área espacial e verificação da orientação e posição das câmaras e plataformas de força, iniciou-se a colocação dos eléctrodos e marcadores.

Para a colocação dos eléctrodos foi necessário preparar a superfície cutânea de modo a reduzir a sua resistência eléctrica, desta forma foi necessário depilar as áreas musculares, remover as células mortas com álcool e remover elementos não condutores através de um gel abrasivo [99-103]. Os eléctrodos colocados de acordo as normas de SENIAM e segundo a orientação das fibras musculares da fisiologia humana [90,92,93]. Na seguinte tabela verifica-se os músculos e a posição dos eléctrodos estudados.

Tabela 14 - Posição e orientação dos eléctrodos nos músculos.

Músculo	Posição e Orientação	Imagem
Grande Glúteo	Posicionado a meio da linha entre o sacro e o grande trocânter, local de maior predominância, com orientação segundo a linha da espinha ilíaca pósterio-superior.	

Médio Glúteo	Posicionado a meio da linha da crista ilíaca ao grande trocânter. -	
Recto Femoral	Posicionado a meio da linha média realizada pela espinha ilíaca ântero-superior a região superior da rótula.	
Vasto Medial	Posicionado a 80% da linha entre a espinha ilíaca ântero-superior e a articulação em frente ao ligamento medial, quase perpendicular a linha entre estes dois pontos anatómicos	
Bicípíte Femoral	Posicionado no meio da linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia	
Tibial Anterior	Posicionados a 1/3 da linha entre o perónio e a zona de cima do maléolo medial.	
Gastronomeus Medial	Posicionados na maior protuberância do músculo.	

Soleus	Deve ser colocado a 2/3 da linha entre o côndilo medial do fémur até o maléolo medial.	
---------------	--	---

Na realização deste estudo, o método de normalização electromiografia superfície aplicado foi o método médio dinâmico devido à sua aplicação ser a mais adequada para populações com patologias e com incapacidades de realizar esforços máximos. Desta forma é possível obter e interpretar qualquer alteração da amplitude electromiografia que demonstre seja aumento ou diminuição da unidade neural [103,104].

O número de eléctrodos colocados sobre os participantes depende do seu nível de amputação, ou seja, quanto maior o nível de amputação menor o número de eléctrodos colocados. Desta forma evitou-se quaisquer problemas relativamente a dores ou incómodos nos participantes, no entanto no membro contralateral foram colocados ao longo de todo membro 8 eléctrodos bipolares. Na seguinte tabela é possível observar onde foram colocados os eléctrodos e para que tipos de participantes.

Tabela 15 - Colocação de eléctrodos colocados nos membros dos participantes.

Músculos	Amputados			
	TRANSTIBIAIS		TRANSFEMORAIS	
	Membro Amputado	Membro Contralateral	Membro Amputado	Membro Contralateral
Grande Glúteo	Sim	Sim	Sim	Sim
Médio Glúteo	Sim	Sim	Sim	Sim
Recto Femoral	Sim	Sim	Não	Sim
Vasto Medial	Sim	Sim	Não	Sim
Bíceps Femoral	Sim	Sim	Não	Sim
Tibial Anterior	Não	Sim	Não	Sim
Gastrotomeus Medial	Não	Sim	Não	Sim
Soleus	Não	Sim	Não	Sim

Relativamente ao eléctrodo-terra para que fosse igual para todos os participantes verificou-se que a melhor opção seria ao nível da clavícula, na proeminência mais óssea.

Após colocação dos eléctrodos são então colocados os marcadores segundo os modelos anatómicos de Vaughan Modificado e o modelo Anatómico Simples. Neste estudo retractamos a marcha de indivíduos amputados o que se torna importante observar os acontecimentos ao nível do tronco e membros superiores, já que alguns desvios da marcha ocorrem devido a movimentos e comportamentos compensativos e incorrectos do tronco.

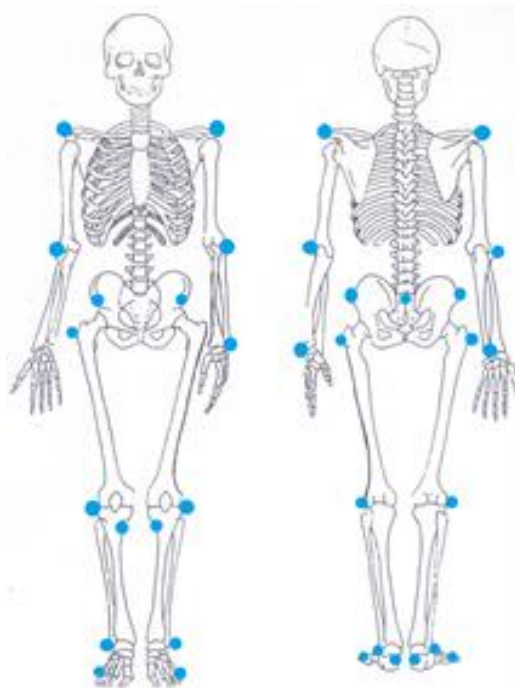


Figura 43 - Esquematisação do modelo anatómico sobre o esqueleto humano, através dos Modelos Anatómico Simples e Vaughan Modificado.

De acordo com a figura 43 é possível verificar que são necessários 21 marcadores ao longo dos membros inferiores, superiores e tronco. Iniciando a denominação da posição dos marcadores de cima para baixo: acrômios (2x); côndilos laterais do úmero (2x); punhos (2x); espinhas ilíacas ântero-superiores (2x); Sacro (1x); grandes trocânteres (2x); côndilos laterais do fémur (2x); tuberosidades tibiais (2x); maléolos laterais (2x); calcâneos (2x); cabeças do 5º metatarso (2x).

Os marcadores foram fixados através de fita-cola de duas caras sobre a pele do amputado e o seu calçado.

Os eléctrodos foram distribuídos pelos 8 canais das *pluxs*, que são dispositivos de captação e digitalização dos sensores e acessórios e que são transmitidos por computadores, via Bluetooth, onde podem ser gravados e visualizados em tempo real. Os canais são capazes de suportar uma resolução de 16 bits e uma frequência por canal de 3000 Hz. O tipo de formato da *plux* pode ser observado na figura 44.



Figura 44 - Biosignalsplux, dispositivo que recolhe e digitaliza os sinais dos sensores e transmite ao computador [105].

Como foi referido anteriormente foram utilizadas duas *pluxs*, uma por cada membro e estas dividem os músculos por canal. Desta forma a divisão pode ser verificada na seguinte tabela.

Tabela 16 - Canais e eléctrodos dos músculos nos membros dos amputados.

Canais da Plux	Amputado Transtibial		Amputado Transfemoral	
	Membro Amputado	Membro Contralateral	Membro Amputado	Membro Contralateral
Ch1	Bicípíte Femoral	Bicípíte Femoral	-	Bicípíte Femoral
Ch2	Médio Glúteo	Médio Glúteo	Médio Glúteo	Médio Glúteo
Ch3	Grande Glúteo	Grande Glúteo	Grande Glúteo	Grande Glúteo
Ch4	-	Soleus	-	Soleus
Ch5	Recto Femoral	Recto Femoral	-	Recto Femoral
Ch6	Vasto Medial	Vasto Medial	-	Vasto Medial
Ch7	-	Tibial Anterior	-	Tibial Anterior
Ch8	-	Gastronomeus Medial	-	Gastronomeus Medial
Chterra	Clavícula	Clavícula	Clavícula	Clavícula

Ch1, Ch2, Ch3, Ch4, Ch5, Ch6, Ch7, Ch8 - canais analógicos; Chterra - canal do eléctrodo-terra.

Depois de todos os sensores colocados, foi realizado um teste de forma a averiguar que todos os canais conseguiam captar os sinais electromiográficos sem captar ruídos como rede eléctrica (20-500Hz) ou mesmo captação de ruído devido ao batimento cardíaco (50-500Hz). Esse teste baseia-se apenas nas contracções musculares dos membros enquanto o sujeito estava em cima de uma das plataformas de força.

Após todos os instrumentos, *softwares* e testes verificados, deu-se início à realização de testes. O objectivo destes testes é a recolha de dados espaciotemporais, cinemáticos, cinéticos e electromiográficos durante a marcha que os participantes consideram normal. Desta forma não foi imposto qualquer velocidade aos participantes e para obtenção destes dados utilizou-se este conjunto de métodos, pois apesar de terem sido colocado sensores, marcadores e as *fluxs* este é o método mais próximo da marcha dos amputados e que menos condiciona e obriga ao maior intelecto cognitivo para realização da marcha, como a aplicação das passadeiras rolantes utilizadas também para este tipo de estudo.

Para o procedimento dos testes era necessário que os indivíduos realizassem a marcha que lhes é natural num percurso rectilíneo de aproximadamente 10 a 12 metros. Esta informação foi a única transmitida aos amputados para a realização do procedimento dos testes. A razão pela qual esta foi a única informação transmitida deve-se ao meio deste percurso rectilíneo se encontrarem duas plataformas de força que realizam as medições das FRS e contam como um ciclo da marcha por cada plataforma, mas só no caso da colocação adequada do pé, ou seja, o pé deve realizar o CI e o PB dentro de uma só plataforma de força e não apenas parte do pé ou utilizar as duas plataformas para a sua realização. Esta última informação é importante e não deve ser passada aos participantes para não influenciar a marcha e os dados recolhidos.

Na realização deste procedimento os participantes realizaram diversos testes. A cada participante foram recolhidos 7 testes nos quais os critérios da sua aplicação dependiam da devida colocação dos pés nas plataformas durante as suas fases de apoio e a captação dos marcadores pelas câmaras, tal como a sincronização electromiográficos com os dados recolhidos por todos os instrumentos. Após os 7 testes terem sido verificados foram retirados 2 destes testes, os que apresentaram o maior e menor tempo de ciclos dos dois membros nos testes. Desta forma é possível obter um valor médio com uma menor discrepância de valores recolhidos.

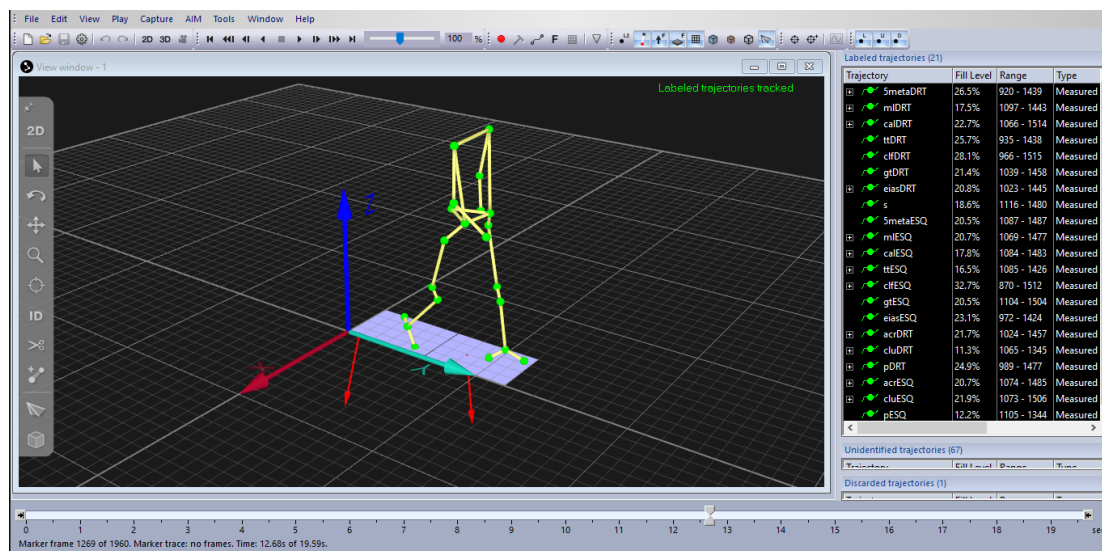


Figura 45 - Visualização da percentagem dos marcadores visualizados ao longo do teste e os vectores das forças por plataforma.

5.5. Resultados

Todos os resultados obtidos na presente dissertação foram recolhidos através do *software* MATLAB versão R2016b. Os valores encontram-se tabelados segundo a sua unidade SI para os 5 testes e ainda são apresentados os valores médios e os desvios-padrão recolhidos.

Os primeiros dados recolhidos foram os espaciotemporais, onde foram observados dados para o membro intacto e membro protetizado, como o comprimento do passo e passada (m), simetria do passo, cadência (passos/min) e velocidade (m/s), observados nas tabelas 17 e 19. Foi ainda possível observar, em valores percentuais, as fases de apoio simples, apoio duplo e fases de balanço para cada membro dos amputados, observados nas tabelas 18 e 20.

Tabela 17 - Valores espaciotemporais do amputado transtibial.

Amputado Transtibial	Testes					V.M.	D.P.
	1º	2º	3º	4º	5º		
Comprimento do Passo do P (m)	0.452 0.431	0.450 0.433	0.415 0.424	0.458 0.444	0.509 0.488	0.450	0.0290
Comprimento do Passo do I (m)	0.411 0.386	0.407	0.387	0.401 0.393	0.401 0.377	0.395	0.0116
Simetria do Passo	0.909	0.962	0.935	0.876	0.787	0.893	0.0675
Comprimento da Passada do P (m)	1.307	1.306	1.278	1.311	1.326	1.306	0.0174
Comprimento da Passada do I (m)	1.289	1.286	1.256	1.314	1.305	1.290	0.0222
Simetria da Passada	0.985	0.922	0.984	0.998	0.983	0.974	0.0300
Tempo da Passada do P (s)	1.27	1.26	1.29	1.26	1.19	1.254	0.0378
Tempo da Passada do I (s)	1.23	-	-	1.35	1.22	1.267	0.0723
Cadência (passos/min)	95	95	93	95	101	96	3.0332
Velocidade do P (m/s)	0.715	0.713	0.642	0.725	0.857	0.730	0.0781
Velocidade do I (m/s)	0.650	0.644	0.600	0.635	0.675	0.641	0.0272
Velocidade (m/s)	0.68	0.68	0.62	0.68	0.77	0.69	0.0537

Tabela 18 - Valores percentuais das fases do ciclo da marcha do amputado transtibial.

Amputado Transtibial (%)	Testes					V.M.	D.P.
	1º	2º	3º	4º	5º		
Fase de Apoio Simples P	59.06	58.73	58.14	62.70	57.98	59.322	1.9383
Fase de Apoio Simples I	65.04	-	-	55.55	61.48	60.690	4.7941
Fase de Apoio Duplo	29.92	28.57	30.23	44.44	31.09	32.85	6.5420
Fase de Balanço P	40.94	41.27	41.86	37.30	42.02	40.678	1.9383
Fase de Balanço I	34.96	-	-	44.45	38.52	39.310	4.7941

Ao observar as tabelas 17 e 19 verifica-se que os comprimentos dos passos apresentam 2 valores para cada teste. Isto significa que foram recolhidos dois valores do comprimento do passo para cada teste realizado. Os comprimentos das passadas foram realizados pela observação do CI de cada membro e estudados os valores das posições dos marcadores tendo em conta os valores no eixo do y do referencial, ou seja sentido da marcha ântero-posterior (AP) apresentado na figura 45.

A simetria do passo e passada foram recolhidas através da divisão do valor menor sobre o maior recolhido pelos membros para cada teste. Quanto à cadência, esta foi calculada através do cálculo $(2 \times 60) / \text{tempo de um ciclo (s)}$, em que 2 significa o número de passos e 60 o tempo em segundos. A velocidade foi calculada a partir da adição do primeiro passo de ambos os membros multiplicada pela cadência e dividida por 60 segundos, o resultado final da velocidade será obtido pelo resultado da adição final com a divisão de 2 (passos).

Apenas o 2º e 3º teste do estudo do amputado transtibial não apresentam 2 comprimentos do passo por teste para o membro intacto. Isto vai influenciar os valores percentuais observados na tabela 18 da fase de apoio simples e fase de balanço do membro intacto.

Tabela 19 - Valores espaciotemporais do amputado transfemoral.

Amputado Transfemoral	Testes					V.M.	D.P.
	1º	2º	3º	4º	5º		
Comprimento do Passo do P (m)	0.521 0.519	0.500 0.488	0.507 0.517	0.506 0.473	0.496 0.486	0.503	0.0157
Comprimento do Passo do I (m)	0.418 0.362	0.408 0.358	0.396 0.335	0.418 0.347	0.427 0.348	0.382	0.0349
Simetria do Passo	0.803	0.816	0.780	0.826	0.860	0.817	0.030
Comprimento da Passada do P (m)	1.386	1.348	1.356	1.340	1.362	1.358	0.0175
Comprimento da Passada do I (m)	1.334	1.296	1.291	1.229	1.288	1.288	0.0376
Simetria da Passada	0.957	0.962	0.956	0.910	0.941	0.945	0.021
Tempo da Passada do P (s)	1.22	1.22	1.23	1.21	1.20	1.216	0.0114
Tempo da Passada do I (s)	1.23	1.25	1.21	1.19	1.17	1.21	0.0316
Cadência (passos/min)	98	98	98	100	100	99	1.0954
Velocidade do P (m/s)	0.849	0.816	0.829	0.843	0.826	0.833	0.0133
Velocidade do I (m/s)	0.683	0.666	0.646	0.696	0.711	0.680	0.0254
Velocidade (m/s)	0.77	0.74	0.74	0.77	0.77	0.76	0.0152

Tabela 20 - Valores percentuais das fases do ciclo da marcha do amputado transfemoral.

Amputado Transfemoral (%)	Testes					V.M.	D.P.
	1º	2º	3º	4º	5º		
Fase de Apoio Simples P	59.02	57.38	58.54	60.33	58.33	58.720	1.0796
Fase de Apoio Simples I	60.16	60.80	63.63	60.50	64.10	61.838	1.8716
Fase de Apoio Duplo	31.97	28.69	32.79	32.5	33.33	31.856	1.8369
Fase de Balanço P	40.98	42.62	41.46	39.67	41.67	41.280	1.0796
Fase de Balanço I	39.84	39.20	36.37	39.50	35.90	38.162	1.8716

Quanto aos valores cinemáticos recolhidos baseiam-se nas amplitudes articulares realizadas durante as 5 provas. As amplitudes articulares recolhidas baseiam-se em valores de flexão e extensão da anca, tal como a flexão do joelho, tanto para o membro intacto como para o membro protetizado.

Tabela 21 - Valores cinemáticos do amputado transtibial.

Amputado Transtibial (°)	Testes					V.M.	D.P.
	1º	2º	3º	4º	5º		
Flexão da Anca (P)	28.31	27.58	28.77	27.52	32.36	28.91	1.9989
Flexão da Anca (I)	39.05	36.47	36.01	37.44	38.06	37.41	1.2203
Extensão da Anca (P)	41.32	42.65	42.08	43.69	19.40	37.82	10.3321
Extensão da Anca (I)	30.15	33.27	29.60	30.06	24.23	29.46	3.2682
Flexão do Joelho (P)	62.69	54.33	56.96	59.96	56.16	56.99	3.3577
Flexão do Joelho (I)	57.98	59.65	62.47	54.79	57.28	59.47	2.0180

Os valores obtidos nas amplitudes articulares, observados nas tabelas 21 e 22, foram recolhidos segundo os marcadores seleccionados para definição da articulação e realizado o cálculo do ângulo da amplitude articular realizada. Estes valores foram recolhidos através dos valores angulares máximos registados no ciclo de marcha, realizando uma subtracção do ângulo recolhido do movimento com um ângulo definido previamente para cada tipo de movimento.

No caso do movimento da extensão da anca, estabeleceu-se o valor 180° do referencial y e ao qual foi subtraído o valor recolhido pelas câmaras e desta forma obter o valor real da amplitude articular. Quanto aos movimentos de flexão da anca e joelho, estabeleceu-se um valor de 90° que foi subtraído ao resultado obtido pelas câmaras recolhendo desta forma o valor real da amplitude articular.

Tabela 22 - Valores cinemáticos do amputado transfemoral.

Amputado Transfemoral (°)	Testes					V.M.	D.P.
	1º	2º	3º	4º	5º		
Flexão da Anca (P)	31.27	32.55	31.81	30.89	31.48	31.60	0.6273
Flexão da Anca (I)	36.02	36.98	39.86	38.13	37.88	37.77	1.4315
Extensão da Anca (P)	20.78	23.97	23.82	23.1	24.97	23.33	1.5728
Extensão da Anca (I)	27.36	26.65	25.11	25.79	25.72	26.13	0.8814
Flexão do Joelho (P)	56.05	54.89	60.52	59.69	57.61	57.75	2.3731
Flexão do Joelho (I)	58.05	56.57	58.01	58.55	58.8	58.00	0.8646

Os valores cinéticos recolhidos baseiam-se nos valores médios das forças para os três referenciais, Fx - médio-lateral, Fy - ântero-posterior e Fz- vertical, para ambos os membros. Foram ainda recolhidos os valores das forças realizadas para o início do CI e PB tal como os picos de forças realizadas ao longo da fase de apoio para cada membro dos amputados.

Tabela 23 - Valores cinéticos médios do amputado transtibial.

Amputado Transtibial (N)	Testes					V.M.	D.P.
	1º	2º	3º	4º	5º		
P - Fx	25.60	24.06	19.38	16.23	33.58	23.77	6.6293
P – Fy	13.28	13.91	14.17	17.81	7.06	13.25	3.8856
P – Fz	576.55	585.91	591.10	579.06	530.29	572.58	24.3253
I – Fx	-24.80	-22.67	-19.71	-28.86	-29.09	-25.03	4.0335
I – Fy	3.83	1.66	2.62	6.39	2.02	3.30	1.9118
I - Fz	612.15	609.96	606.48	616.63	555.03	600.05	25.4345

Tabela 24 - Valores cinéticos dos picos de força na fase de apoio do amputado transtibial.

Amputado Transtibial (N)	Testes					V.M.	D.P.
	1º	2º	3º	4º	5º		
P (CI) - Fz	124.895	92.240	103.532	75.531	116.655	102.57	19.5929
I (CI) – Fz	81.940	91.401	78.888	116.655	108.491	95.48	16.5298
P (PB) – Fz	73.166	80.491	108.872	104.219	98.496	93.05	15.4745
I (PB) – Fz	100.557	90.790	86.602	85.069	98.496	90.82	6.0364
1º Pico Fz P	723.51	718.93	725.95	713.66	712.52	718.91	5.8974
2º Pico Fz P	707.33	741.36	746.86	709.39	643.40	709.69	41.1844
1º Pico Fz I	749.07	793.32	753.34	740.60	780.50	763.37	22.4388
2º Pico Fz I	767.68	754.86	753.95	757.99	664.53	739.80	42.4287

Os valores médios das forças nos três referenciais, observados nas tabelas 23 e 25 são valores que foram recolhidos num intervalo de tempo da fase de apoio simples, desde o momento do CI, iniciado quando um indivíduo exerce 10% do seu peso sobre a plataforma e termina no PB, finalizado no momento que o indivíduo inicia a propulsão do membro e onde é registado novamente o 10% do seu peso sobre a plataforma.

Quanto aos valores recolhidos e observados nas tabelas 24 e 26, verifica-se que os valores recolhidos no CI e PB, para ambos os membros nos 5 testes e os picos de forças realizados segundo o referencial z durante a fase de apoio.

Tabela 25 - Valores cinéticos médios do amputado transfemoral.

Amputado Transfemoral (N)	Testes					V.M.	D.P.
	1º	2º	3º	4º	5º		
P - Fx	28.76	28.43	26.29	26.60	-12.14	19.60	17.7772
P – Fy	4.56	4.07	7.95	5.24	7.15	5.79	1.6799
P – Fz	519.19	518.46	524.38	522.40	305.76	478.04	96.3363
I – Fx	-22.26	-27.43	-24.41	-17.40	-22.59	-22.82	3.6580
I – Fy	3.16	7.62	-1.35	13.86	3.45	5.35	5.7199
I - Fz	519.19	550.08	541.83	526.94	556.06	538.82	15.4882

Como é possível observar nas tabelas 23 e 25 os resultados do membro intacto para o parâmetro das forças médio-laterais (Fx), apresentam um resultado negativo devido à orientação das forças médio-laterais exercidas pelo membro serem opostas aos do referencial apresentado na figura 42.

Tabela 26 - Valores cinéticos dos picos de força na fase de apoio do amputado transfemoral.

Amputado Transfemoral (N)	Testes					V.M.	D.P.
	1º	2º	3º	4º	5º		
P (CI) - Fz	107.957	80.033	96.818	91.783	81.712	91.66	11.4691
I (CI) – Fz	81.940	104.829	66.681	60.578	116.731	86.15	24.1569
P (PB) – Fz	72.403	93.003	84.458	67.368	91.477	81.74	11.4323
I (PB) – Fz	86.518	77.363	71.259	86.213	99.641	84.20	10.7478
1º Pico Fz P	689.63	680.32	674.22	705.81	460.89	642.19	102.0471
2º Pico Fz P	647.06	635.31	649.50	650.11	377.89	591.97	119.8264
1º Pico Fz I	810.41	794.54	772.87	779.89	782.33	788.01	14.7633
2º Pico Fz I	660.87	641.95	665.75	601.66	652.63	644.57	25.6290

Os valores obtidos nas tabelas 24 e 26 são observados segundo o comportamento das forças realizadas durante a fase de apoio do ciclo de marcha, como é demonstrado na figura 46. O CI do ciclo de marcha é considerado geralmente quando 10% do peso do indivíduo se encontra a exercer força sobre o solo e o instante de PB quando 10% do peso restante do indivíduo se encontra ainda a exercer peso sobre o solo.

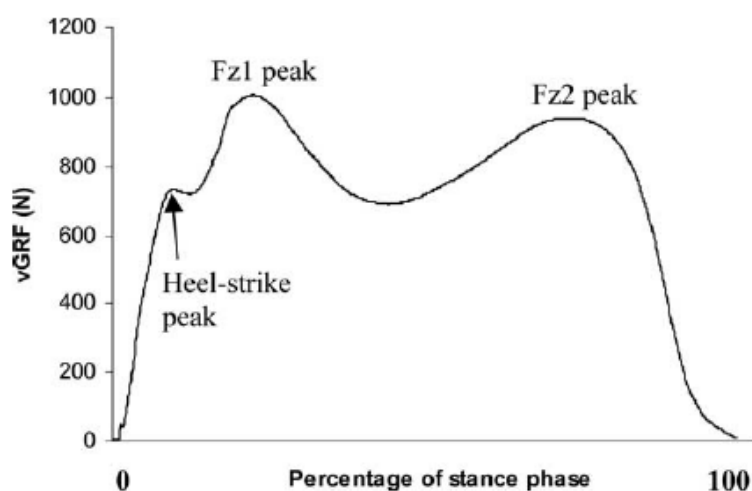


Figura 46 - Variação das forças Fz durante a fase de apoio de um ciclo de marcha [69].

5.6. Discussão

O objectivo desta dissertação é realizar um estudo de caso para cada participante. Devido ao número de participantes ser reduzido isto permite-nos abordar especificamente cada participante. Esta discussão vai ter em conta os valores não só realizados no estudo biomecânico como os valores parametrizados nos capítulos teóricos referenciados anteriormente na presente dissertação, capítulo 2 - Análise do Ciclo de Marcha e capítulo 3 - Análise da Marcha de Amputados.

Iniciando a observação pelas variáveis espaciotemporais, ambos os amputados demonstraram um comprimento do passo do membro protetizado maior que o do membro intacto. A maior discrepância é observada no amputado transfemoral, no qual se verifica que a simetria do passo apresenta o valor mais baixo. Apesar do amputado transtibial ser o que apresenta maior simetria do passo é também este o que apresenta maiores variações quanto ao comprimento do passo e simetria do mesmo. Quanto aos comprimentos dos passos em si é verificado que ambos os participantes apresentam uma diminuição dos valores do comprimento do passo do 1º passo para o 2º passo para ambos os membros.

Quanto ao comprimento da passada verifica-se novamente que para ambos os participantes a passada do membro protetizado é maior que a do membro intacto. De forma geral, ambos apresentam uma simetria da passada do membro intacto e do membro protetizado é bastante idêntica para ambos os participantes. O amputado transtibial é o que apresenta o valor mais semelhante, no entanto apresenta também maior variação dos valores realizados. Comparados a indivíduos de um grupo de controlo (indivíduos saudáveis), o comprimento da passada dos amputados é um pouco inferior, aproximadamente de $\pm 0.23\text{m}$ para o amputado transtibial e de $\pm 0.20\text{m}$ para o amputado transfemoral.

Ainda abordando parâmetros relativamente aos da passada a tempos de execução das mesmas para ambos os amputados os valores realizados pelos membros é bastante semelhante entre si mas não entre amputados. Os tempos de passada do amputado transtibial

demonstraram ser um pouco maior no membro intacto 1.267s e o membro protetizado 1.254s, relativamente ao amputado transfemoral o membro intacto 1.210s e o membro protetizado de 1.216s. Ao comparar com um grupo de controlo, com um tempo de passada de 1.07s [22]. Apesar destes tempos serem superiores são valores aceitáveis, pois para cada um dos amputados presentes no estudo os valores de tempo de passada são bastante idênticos entre si e estamos a abordar indivíduos que apresentam patologia que lhes influencia a capacidade motora.

Relativamente aos valores da cadência foi observado que o amputado transfemoral apresentou uma cadência maior que o amputado transtibial, sendo este último o que apresentou maior variância de cadência ao longo dos testes realizados no estudo biomecânico. Quando observado com outros estudos, realizados ao mesmo tipo de população, estes apresentam uma cadência de 105 passos/min para amputados transtibial e de 89 passos/min para amputados transfemoral ou mesmo num grupo de controlo com 113 passos/min [59,63,64]. Comparativamente aos valores realizados no estudo biomecânico, o amputado transfemoral ultrapassa a marca que foi salientada em estudos anteriores, isto deve-se ao tempo de utilização de prótese e à adaptação que teve à mesma. Quanto ao amputado transtibial apresenta um menor valor da cadência comparativamente aos estudos anteriores apresenta aproximadamente um valor menor de 10 passos/min, isto deverá ter ocorrido devido às dores que referiu no início da realização do estudo e por ainda estar a adaptar-se a prótese.

Nas variáveis espaciotemporais foram verificados as velocidades individualmente de cada membro (protetizado e intacto) e a velocidade geral de ambos os amputados. Relativamente às velocidades observadas ambos os amputados demonstram uma maior velocidade para realização do passo maior no membro protetizado do que no membro intacto, sendo o amputado transtibial que demonstra maior variação dos valores realizados durante os testes.

A velocidade geral captada para ambos os amputados deve-se à média da velocidade calculada individualmente para cada membro. Sendo o amputado transfemoral o que apresenta maior velocidade da marcha, isto deve ser considerado uma exceção pois pelo que foi abordado anteriormente os amputados transtibial costumam ter uma velocidade de marcha superior aos amputados transfemoral. No entanto, o amputado transtibial foi o que apresentou maior variância dos valores realizados nos testes. Ao comparar com outros grupos de amputados e grupo de controlo verifica-se que mesmo dentro dos grupos de amputação os participantes deste estudo tiveram valores bastante inferiores aos mencionados nos estudos referidos anteriormente, apresentando velocidades de 1.07 m/s para os amputados transtibial e para amputados transfemoral velocidades próximas de 1.01 m/s [59,63,64]. Referindo que de forma geral para um grupo de controlo saudável a velocidade poderá ser 1.45 m/s [21,22].

Deve-se salientar que parte dos estudos utilizados para fundamentar esta comparação são estudos com aplicação de velocidades controladas enquanto o presente estudo adoptou uma vertente da marcha de conforto que cada participante utiliza diariamente sem impor uma velocidade pré-definida ou qualquer outra condição que pudesse influenciar a marcha.

Ainda nos parâmetros espaciotemporais, foi observado a percentagem temporal durante o ciclo de marcha para cada membro de ambos os amputados, segundo as fases simples de apoio, fase de balanço e de duplo apoio. Ambos os participantes apresentaram valores percentuais das fases de apoio simples e balanço semelhantes aos valores do grupo saudável. Foi ainda observado que o amputado transtibial apresentou os valores mais próximos dos ideais de um ciclo de marcha, no entanto este apresentou maior variância dos valores principalmente ao nível dos valores retirados do membro intacto, nos quais houve falta de informações em 2 dos 5 testes nestes parâmetros.

Com este último parâmetro e o tempo de passada já abordado, percebe-se que ambos os participantes não excedem o tempo realizado sobre um único membro, que ocorre em diversos indivíduos amputados que apresentam desvios posturais da marcha, compensarem o tempo sobre o membro intacto.

No entanto quando observamos a fase de duplo apoio de ambos os participantes é verificável que o tempo deste momento é muito elevado ao do ciclo de marcha, pelo menos quando comparado com um grupo de controlo de indivíduos saudáveis. Quando comparados com outros estudos de amputados os valores presentes no estudo excedem também os referenciados anteriormente com valores entre os 21-30%. O valor obtido na fase de duplo apoio para os amputados 32.85%, amputado transtibial e 31.86%, para o amputado transfemoral apresenta a ocorrência de desvios posturais como a elevação excessiva do calcâneo do membro intacto e o efeito Vaulting, que são indicativos de prolongamento de fase de apoio do membro intacto.

Com os tempos do ciclo de marcha de ambos os amputados serem semelhantes aos de um grupo de controlo são indicativos de simetria dos ciclos mas não desaparecimento de certos desvios da marcha, que poderiam ser ou não observados a olho nu mas que pode ser provado através de uma análise mais detalhada.

Os parâmetros cinemáticos estudados baseiam-se nas amplitudes articulares realizadas durante os testes para as articulações da anca e joelho. Ao observar a flexão da anca do membro intacto entende-se que esta obteve maior amplitude articular para ambos os amputados com valores médios de 37°. Quanto à flexão da anca do membro protetizado, o amputado transtibial foi o que apresentou menor amplitude articular (28.91°) de flexão e maior dispersão (1.9989) dos seus valores cinemáticos ao longo dos testes, comparativamente com o amputado transfemoral que apresentou uma amplitude mais próxima do membro contralateral (31.60°). Este acontecimento seria um dos menos prováveis de ocorrer pois a amputação transtibial é um nível de amputação menor quando comparado com uma amputação transfemoral e que condiciona menos a amplitude articular da anca em termos fisiológicos.

Contudo para o amputado transtibial a menor amplitude de flexão da anca do membro protetizado obriga à realização de uma extensão de anca maior, com um valor médio de 37.41° com uma variância de 10.3321. Quanto ao amputado transfemoral, este apresentou logicamente um menor valor de extensão da anca para o membro protetizado, com um valor

médio de 23.33°. No entanto estes valores de extensão da anca são superiores aos valores observados num grupo de controlo de indivíduos saudáveis e mesmo para ambos em grupos de amputados estes valores são um pouco elevados [21,23,61,63].

Quanto aos últimos valores cinemáticos, a flexão do joelho, é o parâmetro mais homogêneo entre os resultados obtidos entre os membros protetizados e intactos para ambos os amputados. O amputado transtibial apresenta para o membro protetizado de 56.99° e membro intacto de 59.47° e o amputado transfemoral apresenta uma flexão do joelho do membro protetizado de 57.75° e no membro intacto 58°. Estes valores são bastante superiores aos valores apresentados em estudos anteriores para o mesmo grupo de indivíduos amputados, como amputados transtibial que apresentam valores na ordem de 50.2° para o membro intacto e 51.4 para o membro protetizado e para os amputados transfemoral com valores de 59.3 e 54.9, respectivamente [61,63]. Mesmo ao nível de um grupo de controlo estes valores são superiores pois de forma geral a flexão do joelho para um indivíduo saudável é de 49° [21,22].

Deve-se ter em conta que os resultados obtidos nos parâmetros cinemáticos devem-se principalmente a duas razões: primeiro às características dos componentes protésicos, como os encaixes, joelhos e pés protésicos; e as características dos amputados, como a experiência de utilização da prótese e o desenvolvimento de desvios para realizarem a marcha. Neste caso os componentes que mais influenciam a amplitude articular serão os encaixes de ambos os participantes, no caso do amputado transfemoral ele utiliza o encaixe CAT-CAM, que é o encaixe que permite maior estabilidade médio-lateral, mas no entanto é considerado o encaixe que menos beneficia a nível de amplitude articular [53,54]. Relativamente ao amputado transtibial, o encaixe não vai alterar em demasia a funcionalidade do membro devido a preservação de duas articulações essenciais (anca e joelho) [63].

A velocidade da marcha é um parâmetro que influencia os resultados obtidos e no caso do amputado transtibial isso foi demonstrado na diminuição da amplitude dos movimentos de flexão o que levou ao aumento do movimento de extensão da anca ao que se confirma com o que foi mencionado anteriormente [67-69].

Os parâmetros cinéticos realizados no presente estudo baseiam-se nas forças realizadas para Fx, Fy e Fz para os dois membros de cada amputado. Abordam-se ainda os valores máximos relativamente às forças verticais nos momentos de CI, PB e o 1º e 2º Pico de Pressão que existe durante a fase de apoio de cada membro.

De acordo com os resultados obtidos, os valores médios da força Fx do amputado transtibial demonstram que o membro intacto (25.03N) é um pouco superior ao do membro protetizado (23.77N) o amputado transfemoral apresenta a mesma razão entre os membros mas com valores médios de Fx inferiores, membro intacto (22.82N) e membro protetizado (19.6N), sendo este último o que apresenta maior discrepância dos valores obtidos ao longo dos testes para ambos os membros.

Quanto aos valores médios de Fy do amputado transtibial apresenta uma maior diferença de valores entre os dois membros sendo o membro protetizado igual 13.25N e o membro

intacto de 3.3N, enquanto o amputado transfemoral apresenta para o membro protetizado 5.79N e para o membro intacto de 5.35N. Isto significa que o amputado transtibial gerou uma força de propulsão maior no membro protetizado que no membro intacto já o amputado transfemoral demonstrou uma propulsão mais homogênea por parte dos dois membros com um ligeiro aumento no membro protetizado.

Relativamente às forças verticais realizadas por ambos os amputados demonstram maiores valores nos membros intactos. O amputado transtibial apresenta valores médios para o membro protetizado de 572.58N e de 600.05N para o membro intacto. O amputado transfemoral demonstra valores na ordem dos 478.04N para o membro protetizado e de 538.82N para o membro intacto.

Ao longo da fase de apoio do ciclo de marcha existem diversas variações das forças verticais. Isto permite nos observar as diferenças entre as forças realizadas no início desta fase, o CI e as forças realizadas no momento de PB, tal como os dois picos existentes durante o decorrer desta fase. Esta variação pode ser verificada na figura 46 que demonstra o caso tipo da ocorrência da Fz na fase de apoio.

De acordo com os dados obtidos tanto o amputado transtibial como transfemoral apresentam maiores valores de Fz no membro protetizado que no membro intacto tanto para os momentos de CI como PB. No entanto é nos momentos de CI que se dão as maiores Fz, isto demonstra que o choque realizado é geralmente superior às forças geradas no instante PB.

Quanto aos picos de Fz abordados e observados nas tabelas 24 e 26, verifica-se que os resultados de forma geral que para ambos os amputados e para os seus membros protetizado e intacto, o 1º pico de Fz é mais elevado, com valores de ordem 718.91N/763.37N para o amputado transtibial e 642.19N/788.01N para o amputado transfemoral ao qual o 2º pico de Fz apresenta valores na ordem dos 709.69N/739.8N para o amputado transtibial e 591.97N/644.57N, para o amputado transfemoral, respectivamente. Para estes parâmetros o amputado transfemoral foi o indivíduo que apresentou valores de maior discrepância na grande maioria dos parâmetros observados.

Capítulo 6

Conclusão e Trabalhos Futuros

6.1. Conclusão

Com a realização deste estudo podemos concluir alguns aspectos sobre os valores obtidos pelos participantes ao longo dos testes realizados.

Ambos os participantes apresentaram valores percentuais muito idênticos aos indivíduos saudáveis quanto às fases de apoio simples e de balanço, no entanto a fase de apoio duplo ainda se apresenta elevada. Isto indica que os participantes utilizam este instante para recompor a sua estabilidade, já que as velocidades observadas são um pouco menores aos valores ideais.

Ainda referindo nos parâmetros espaciotemporais, a velocidade, o amputado transtibiais apresentou uma velocidade menor quando comparado com o amputado transfemorais. Isto é um pouco controverso pois ao nível de velocidade, com o que já foi referenciado em estudos anteriores é natural que os amputados transtibiais tenham velocidades maiores que os restantes níveis de amputação de MI. Este apresentou valores de cadência e de comprimento do passo e passada inferiores aos do amputado transfemoral, no entanto como foi referido o participante é o que se encontra há menos tempo a utilizar a prótese e apresentou algumas queixas relativamente a dores no coto, já alguns dias antes da realização dos testes e no próprio dia de realização. O amputado transfemorais apesar de ser o participante de altura mais baixa no estudo foi o que obteve maiores comprimentos do passo e passada tal como maior cadência.

Apesar de nos valores espaciotemporais o amputado transtibial apresentar menores valores e ser este o indivíduo com maior discrepância dos valores realizados ao longo dos testes no presente estudo, apresenta a maior simetria de passo e passada, sendo um factor que promove a simetria da marcha.

Quanto aos valores cinemáticos das amplitudes articulares nota-se para ambos que os valores do movimento de extensão da anca são elevados e isto deve-se a velocidade da

marcha ser menor e o prolongamento da fase de duplo apoio, torna a necessidade de maior amplitude articular para promover o maior tempo de estabilidade do decorrer da marcha.

Segundo as variações das forças ao longo dos ciclos de marcha dos diferentes testes, mais concretamente nas fases de apoio simples demonstram que os picos das forças verticais (F_z), apresentam valores maiores no início da fase de apoio desde o CI até o AM da fase de apoio, para ambos os amputados e ambos os membros de forma geral. Relativamente aos valores de propulsão (F_y) do membro o amputado transfemoral apresenta valores mais homogêneos quando comparado com amputado transtibial e estudos anteriores. Quanto aos valores médio-laterais para ambos os amputados são bastantes uniformes, contendo valores superiores no amputado transtibial. De forma geral o amputado transtibial foi o que apresentou valores de gama mais elevada também devido ao seu peso ser superior.

Existem diversos tipos de desvios da marcha dos amputados que não podem ser observados a olho nu. No caso destes participantes foi necessário observar as gravações através dos marcadores colocados nos estudos e realizar uma interpretação dos dados realizados nos estudos. Apenas o amputado transfemoral apresentou um dos desvios posturais mais comuns, uma ligeira elevação da anca que só foi detectada nas gravações dos testes e que demonstrou ser um movimento súbito. Quanto aos outros desvios observados foi de notar que ambos apresentaram o efeito de *Vaulting* e elevação excessiva do calcâneo que ocorria nas fases de duplo apoio quando o membro intacto se encontrava a realizar o instante de PB.

Devido a todos os factores mencionados, este estudo tem o intuito de demonstrar a necessidade da realização de estudos biomecânicos de forma a quantificar os valores nos diferentes parâmetros (espaciotemporais, cinemáticos, cinéticos e electromiográficos) e desta forma a obter melhores resultados, como a diminuição do número de desvios posturais da marcha como alcançar os valores de marcha ideal para cada indivíduo servindo como uma ferramenta de auxílio quantitativo e qualitativo. Para tal é necessário o desenvolvimento de um protocolo que contenha dados pessoais relevantes e valores obtidos ao longo do tempo nos diversos parâmetros, definindo desta forma os níveis de actividade, nível da amputação, género e adaptação/evolução na marcha e não apenas pelo tipo de actividade que os indivíduos sejam capazes de realizar. A sistematização de um protocolo como este não só seria uma mais-valia para os amputados como para os médicos e profissionais de saúde que realizam a selecção dos componentes protésicos como no próprio treino.

Quanto à realização desta dissertação subjacente ao tema “Estudo Biomecânico na Marcha de Indivíduos Amputados de Membro Inferior” permitiu não só adquirir conhecimentos sobre esta área de interesse, como estar a par dos trabalhos realizados e as suas necessidades não só dos pacientes como dos profissionais, tal como a aplicação de ferramentas de medição quantitativa e de avaliação da locomoção humana. Este estudo proporcionou um novo método de trabalho tal como trabalhar com diversos *softwares* ao nível biomecânico ficando em falta o trabalho de processamento de sinal electromiografia, no entanto este trabalho facultou o conhecimento desta área de interesse.

6.2. Limitações do Estudo

A realização deste estudo apresentou algumas limitações relativamente ao teor prático. Neste estudo pretendia-se realizar com um maior número de indivíduos ao que não foi possível devido a um conjunto de factores: desde o tempo de espera pela aprovação da comissão de ética, ao tempo de execução do processamento e tratamento dos dados e mesmo a execução do processo metodológico seria necessário de diversas sessões no laboratório.

Relativamente ao estudo biomecânico realizado teria sido interessante estudar a musculatura do membro inferior na íntegra durante o ciclo de marcha de indivíduos amputados, no entanto a capacidade de captação dos sinais electromiográficos da *plux* é de 8 canais tendo sido apenas utilizado 2 *pluxs*, o que permitiu estudar 16 músculos, ou seja, 8 músculos pelas diferentes regiões do membro.

Ainda na análise de dados e processamento dos sinais de electromiografia não foi realizado devido a incapacidade de utilização dos *softwares*: Opensignals e Acqknowledge 3.9.0. Estes seriam os programas que permitiriam realizar uma análise mais detalhada sobre a actividade muscular para cada músculo referenciado no estudo de cada participante.

6.3. Trabalhos Futuros

De acordo com a dissertação realizada verifica-se que esta área encontra-se com muitos trabalhos desenvolvidos no entanto encontra-se em constante evolução e de necessidade, principalmente a níveis quantitativos e qualitativos não só da marcha mas das diversas actividades que se realizam no dia-a-dia que de forma geral são tão simples mas que para este grupo patológico e outros, pode-se tornar muito complexo e por vezes difíceis de se realizar.

Segundo as áreas abordadas e referenciadas anteriormente, verifica-se a necessidade do desenvolvimento de um protocolo que sistematize valores biomecânicos quantitativamente integrando os níveis de actividade dos amputados com os devidos componentes protésicos e desta forma caracterizar a marcha do amputado para além do seu género ou desvios posturais que os amputados apresentem. Desta forma poderá auxiliar os ortoprotésicos não só na selecção dos dispositivos mais apropriados segundo um documento fidedigno, tal como no treino da marcha e a própria reabilitação feita por fisioterapeutas.

Realização de estudos o mais completos possíveis que observem variáveis e espaço-temporais, cinemáticos, cinéticos e electromiográficos, mas que tenham em conta o nível de actividade dos pacientes e não relacionando valores de diferentes níveis de actividade mesmo que existam componentes protésicos idênticos.

Relativamente aos componentes protésicos, a necessidade maior foco de investigação será ao nível dos encaixes protésicos e a sua interacção com o coto dos amputados, principalmente nos níveis de maiores amputação como os amputados transfemorais. Os estudos deveram incidir no desenvolvimento de encaixes que respeitem a anatomia do coto, o

contacto total com o membro remanescente e por último que permitam maior mobilidade articular ao amputado, com a devida segurança.

Ainda nos componentes protésicos existem diversos pés protésicos, nos quais actualmente os mais utilizados são os pés de resposta dinâmica. Estes pés possuem diversos *designs* e apesar de já existirem estudos sobre desenvolvimento deste tipo de componente quanto à capacidade de retorno de energia, maior amortecimento, resistência e rigidez de cada pé ainda precisa de se realizar mais estudos e que consigam captar o máximo de pés existentes no mercado e não apenas aqueles com maior potencial de comercialização.

Referências Bibliográficas

- [1] Witranstibiaisle, M. (2007). *Gait Analysis an Introduction* (4ª Edição). Philadelphia: ELSEVIER.
- [2] Vaughan, C. L., Davis, B. L., & C., O. J. (1999). *DYNAMICS OF HUMAN GAIT* (2ª Edição). Cape Town: Kiboho Publishers.
- [3] Carvalho, J. (2003). *Amputações de Membros Inferiores. Em Busca da Plena Reabilitação* (2ª Edição). São Paulo: MANOLE.
- [4] Pedrinelli, A. (2004). *Tratamento do Paciente com Amputação* (1a Edição). São Paulo: ROCA.
- [5] Periago, R. Z. (2009). *Protesis, Ortesis y Ayudas técnicas*. Barcelona: ELSEVIER.
- [6] Herrero, E. V., Barberà i Guillem, R., Maya, M. F. P., Gracia, C. S., Pastor, J. M. P., Fabregat, A. C., ... Bartolomeu, J. M. (2004). *Guía de uso y prescripción de productos ortoprotésicos a medida*. Valência: Instituto de Biomecânica de Valência.
- [7] Davis, R. B., & Deluca, P. A. (2006). *Analysis of Gait*. In *Biomedical Engineering Fundamentals*.
- [8] Completo, A., & Fonseca, F. (2011). *Fundamentos de Biomecânica: Musculo-Esquelética e Ortopédica*. Publindústrias, Edições Técnicas.
- [9] Gafaniz, A., Lopes, G., & Pires, P. (2005). "Análise Biomecânica da marcha". *Relatório de Biomecânica do Movimento*.
- [10] Mann, L., Teixeira, C. S., & Mota, C. B. (2008). "A marcha humana: interferências de cargas e de diferentes situações." *Arq. Ciênc. Saúde Unipar*, 12(3).
- [11] Winter, D. A. (1990). "Biomechanics and motor control of human movement." (W.-I. Publication, Ed.) (2o ed.).
- [12] Collado. (2002). *Análisis de la Marcha Humana con Plataformas Dinamométricas, Influencia en el Transporte de Cargas*. Universidad Complutense de Madrid.
- [13] Seeley, Rod; Stephens, Trent; Tate, P. (2003). *Anatomia & Fisiologia* (6a Edição). Loures: LUSOCIÊNCIA.
- [14] Correia, P. P. (2012). *Aparelho Locomotor: Função Neuromuscular e Adaptações à Actividade Física*. Cruz Quebrada: Edições FMH.
- [15] Muscolino, J. (2006). *Cinesiologia: O Sistema Esquelético e a Função Muscular*. Loures: LUSODIDACTA.

- [16] Pina, E. (1999). *Anatomia Humana da Locomoção* (3a Edição). Lousã: LIDEL.
- [17] Calhau, A., Pisco, A., Valente, L., & Santos, N. (2007). "Análise cinemática da marcha". Relatório de Biomecânica do movimento.
- [18] Ribeiro, R. C. S. (2006). "Análise computadorizada da marcha em adultos jovens saudáveis." Universidade Católica de Góias.
- [19] Sebastião, R. (2009). "Análise Cinética da Marcha: Estudo Comparativo entre Membros Amputado e Membro Remanescente de Amputados Transfemorais." Universidade do Porto.
- [20] Perry. (1992). *Gait Analysis. Normal and Pathological Function*. USA: Slack Incorporated.
- [21] Riley, P. O., Paolini, G., Della, U., Paylo, K. W., & Kerrigan, D. C. (2007). A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects, 26, 17-24.
- [22] Parvataneni, K., Ploeg, L., Olney, S. J., & Brouwer, B. (2009). Clinical Biomechanics Kinematic , kinetic and metabolic parameters of treadmill versus overground walking in healthy older adults. *Clinical Biomechanics*, 24(1), 95-100.
- [23] Watranstibiais, J. R., Franz, J. R., Jackson, K., Dicharry, J., Riley, P. O., & Kerrigan, D. C. (2010). Clinical Biomechanics A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clinical Biomechanics*, 25(5), 444-449.
- [24] Cavagna, G; Margaria, R - *Mechanics of Walking*. Journal of Applied Physiology. Vol. 21. n.º 1 (1966). p. 271-278.
- [25] Komura, T; Nagano, A; Leung, H; Sinagawa, Y - *Simulating Pathological Gait Using the Enhanced Linear Inverted Pendulum Model*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Vol. 52. n.º 9 (2005).
- [26] Griffin, T; Roberts, T; Kam, R - *Metabolic of Generation Muscular Force in Human Walking: Insights from Load-Carring and Speed Experiments*. Journal of Applied Physiology. Vol.95. (2003). p. 172-183.
- [27] Waters, L; Mulroy, S - *The Energy Expenditure of Normal and Pathological Gait: Relation to Mechanical Energy Cost*. Journal of Neurophysiology. Vol. 9. n.º 3 (1999). p. 207-231.
- [28] Rico, C. L. (2014). *Marcha Normal e Patológica: Estudo Teórico e Experimental de uma Ortótese de Tornozelo e Pé*. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
- [29] Norkin, C; Levangie, K - *Joint Structure and Function. A Comprehensive Analysis*. 2nd. EUA: Library of Congress, 1992.
- [30] Saunders, M; Inman, T; Heberhart, D - *The Major Determinants in Normal and Pathological Gait*. The Journal of Bone and Joint Surgery. Vol. 53. (1953). p. 543-558.
- [31] Sousa. (2009). *Análise da Marcha Baseada em Correlação Multifactorial*. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.

- [32] Kuo, D; Doneland, M; Ruina, A - The Six Determinants of gait in the Inverted Pendulum Analogy: A Dynamic Walking Perspective. Human Movement Science. Vol. 26. n.º 4 (2007). p. 617-656.
- [33] Ertl, J. P. (2016). Lower Extremity Amputations. Retrieved December 10, 2016, from htranstibiaisp://emedicine.medscape.com/article/1232102-overview
- [34] Muilenburg, A. L., & A. Bennetranstibiais Wilson, J. (1996). A Manual for Above-Knee Amputees Shanks. Retrieved December 12, 2016, from htranstibiaisp://www.oandp.com/resources/patientinfo/manuals/ak9.htm
- [35] Rajt'úková, V., Michalíková, M., Bednarcíková, L., Balogová, A., & Zivcák, J. (2014). Biomechanics of Lower Limb Prostheses. Procedia Engineering, 96, 382-391.
- [36] Eshraghi, A., Azuan, N., Osman, A., Gholizadeh, H., Ali, S., Karl, S., ... Wan, B. (2013). Clinical Biomechanics An experimental study of the interface pressure pro fi le during level walking of a new suspension system for lower limb amputees. Journal Clinical Biomechanics, 28(1), 55-60.
- [37] Klute, G. K., Berge, J. S., Biggs, W., & Pongnumkul, S. (2011). Vacuum-Assisted Socket Suspension Compared With Pin Suspension for Lower Extremity Amputees : Effect on Fit , Activity , and Limb Volume. APMR, 92(10), 1570-1575.
- [38] Hafner, B. J., Willingham, L. L., Buell, N. C., Allyn, K. J., & Smith, D. G. (2007). Evaluation of Function , Performance , and Preference as Transfemoral Amputees Transition From Mechanical to Microprocessor Control of the Prosthetic Knee, 207-217.
- [39] Kaufman, K. R., Fritranstibiaisoli, S., & Frigo, C. A. (2012). Clinical Biomechanics Gait asymmetry of transfemoral amputees using mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. JCLB, 27(5), 460-465.
- [40] Kaufman, K. R., Levine, J. A., Brey, R. H., Iverson, B. K., Mccrady, S. K., Padgetranstibiais, D. J., & Joyner, M. J. (2007). Gait and balance of transfemoral amputees using passive mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees, 26, 489-493.
- [41] Endolite. (2016b). Knees. Retrieved December 14, 2016, from htranstibiaisp://www.endolite.com/products/category/knees
- [42] Ossur. (2016). Dinamic Solucions. Retrieved December 14, 2016, from htranstibiaisps://www.ossur.com/prosthetic-solutions/products/dynamic-solutions
- [43] Endolite. (2016). Feet. Retrieved December 14, 2016, from htranstibiaisp://www.endolite.com/products/category/feet
- [44] Schmalz, T., Blumentritranstibiais, S., & Jarasch, R. (2002). Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait : The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. Gait & Posture, 16.
- [44] Esquenazi, A. (2014). Gait Analysis in Lower Limb Amputation and Prosthetic Rehabilitation. Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of NA, 25(1), 153-167.
- [45] Nelson, V. S., Flood, K. M., Bryant, P. R., Huang, M. E., Pasquina, P. F., & Roberts, T. L. (2005). Limb Deficiency and Prosthetic Management . 1 . Decision Making in Prosthetic Prescription and Management.

- [46] Greve, J. (2007). *Tratado de Medicina de Reabilitação*. (ROCA, Ed.) (1a Edição). São Paulo.
- [47] Houdijk, H., Pollmann, E., Groenewold, M., Wiggerts, H., & Polonski, W. (2009). Gait & Posture The energy cost for the step-to-step transition in amputee walking, 30, 35-40.
- [48] Detrembleur, C., Vanmarsenille, J., Cuyper, F. De, & Dierick, F. (2005). Relationship between energy cost , gait speed , vertical displacement of centre of body mass and efficiency of pendulum-like mechanism in unilateral amputee gait. *Gait & Posture*, 21, 333-340.
- [49] Kobayashi, T., Arabian, A. K., Orendurff, M. S., Rosenbaum-chou, T. G., & Boone, D. A. (2014). Effect of alignment changes on socket reaction moments while walking in transtibial prostheses with energy storage and return feet. *Journal Clinical Biomechanics*, 29(1), 47-56.
- [50] Kobayashi, T., Orendurff, M. S., & Boone, D. A. (2013). Effect of alignment changes on socket reaction moments during gait in transfemoral and knee-disarticulation prostheses : Case series. *Journal of Biomechanics*, 46(14), 2539-2545.
- [51] Czerniecki, J., & Gitranstibiaiser, A. (1996). Gait analysis in the amputee: Has it helped the amputee or contributed to the development of improved prosthetic components? *Gait & Posture*, 4, 258-268.
- [52] Sjödaahl, C., Jarnlo, G., Söderberg, B., & Persson, B. M. (2002). Kinematic and kinetic gait analysis in the sagitranstibiaisal plane of trans-femoral amputees before and after special gait re-education. *Prosthetics and Orthotics International*, 26, 101-112.
- [53] Klotz, R., Colobert, B., Botino, M., & Permentiers, I. (2011). Influence of different types of sockets on the range of motion of the hip joint by the transfemoral amputee. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 54(7), 399-410.
- [54] Traballesi, M., Sofia, A., Aversa, T., Pellegrini, R., Paradisi, F., & Brunelli, S. (2011). Energy cost of walking in transfemoral amputees : Comparison between Marlo Anatomical Socket and Ischial Containment Socket. *Gait & Posture*, 34(2), 270-274.
- [55] Rabuffetranstibiaisi, M., Recalcati, M., & Ferrarin, M. (2005). Transfemoral amputee gait : Socket - pelvis constraints and compensation strategies. *Prosthetics and Orthotics International*, 29(August 2005), 183-192.
- [56] Hachisuka, K., Dozono, K., Ogata, H., & Ohmine, S. (1998). Total Surface Bearing Below-Knee Prosthesis : Advantages , Disadvantages , and Clinical Implications. *APMR*, 79, 783-789.
- [57] Bellmann, M., Schmalz, T., & Blumentritranstibiais, S. (2010). Comparative Biomechanical Analysis of Current Microprocessor-Controlled Prosthetic Knee Joints. *YAPMR*, 91(4), 644-652.
- [58] Curtze, C., Hof, A. L., Keeken, H. G. Van, Halbertsma, J. P. K., Postema, K., & Otranstibiaisen, B. (2009). Comparative roll-over analysis of prosthetic feet, 42, 1746-1753.
- [59] Underwood, H. A., Tokuno, C. D., & Eng, J. J. (2004). A comparison of two prosthetic feet on the multi-joint and multi-plane kinetic gait compensations in individuals with a unilateral trans-tibial amputation, 19, 609-616.

- [60] Gabriel, P., Roland, M., & Hahn, M. E. (2017). Human Movement Science Sensitivity of biomechanical outcomes to independent variations of hindfoot and forefoot stiffness in foot prostheses. *Human Movement Science*, 54(August 2014), 154-171.
- [61] Sawers, A., & Hahn, M. E. (2011). Trajectory of the center of rotation in non-articulated energy storage and return prosthetic feet. *Journal of Biomechanics*, 44(9), 1673-1677. Gabriel, P., Roland, M., & Hahn, M. E. (2017). *Human Movement Science*
- [62] Klenow, T. D., Kahle, J. T., & Highsmith, M. J. (2016). *Clinical Biomechanics* The dead spot phenomenon in prosthetic gait: Quantified with an analysis of center of pressure progression and its velocity in the sagitranstibiaisal plane ☆. *JCLB*, 38, 56-62.
- [63] Vanicek, N., Strike, S., Mcnaughton, L., & Polman, R. (2009). Gait & Posture Gait patranstibiaiserns in transtibial amputee fallers vs. non-fallers: Biomechanical differences during level walking, 29, 415-420.
- [64] Jaegers, S. M. H. J., Arendzen, J. H., & Jongh, H. J. De. (1995). Prosthetic Gait of Unilateral Transfemoral Amputees: A Kinematic Study, 76(August), 736-743.
- [65] Parker, K., Hanada, E., & Adderson, J. (2013). Gait variability and regularity of people with transtibial amputations. *Gait & Posture*, 37(2), 269-273.
- [66] Schaarschmidt, M., Lipfert, S. W., Meier-gratz, C., Scholle, H., & Seyfarth, A. (2012). *Human Movement Science* Functional gait asymmetry of unilateral transfemoral amputees. *Human Movement Science*, 31(4), 907-917.
- [67] Yeung, L. F., Leung, A. K. L., Zhang, M., & Lee, W. C. C. (2012). Gait & Posture Long-distance walking effects on trans-tibial amputees compensatory gait patranstibiaiserns and implications on prosthetic designs and training. *Gait & Posture*, 35(2), 328-333.
- [68] Linden, M. L. Van Der, Solomonidis, S. E., Spence, W. D., Li, N., & Paul, J. P. (1999). A methodology for studying the effects of various types of prosthetic feet on the biomechanics of trans-femoral amputee gait, 32.
- [69] Nolan, L., Wit, A., Dudzin, K., Lees, A., Lake, M., & Wychowan, M. (2003). Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees. *Gait & Posture*, 17, 142-151.
- [70] Lythgo, N., Marmaras, B., Hons, B. O., Connor, H., Physiother, B., N, A. L., ... Physical, C. H. (2010). *Physical Function , Gait , and Dynamic Balance of Transfemoral Devices*. *YAPMR*, 91(10), 1565-1570.
- [71] Doyle, S. S., Lemaire, E. D., Besemann, M., & Dudek, N. L. (2015). *Clinical Biomechanics* Changes to transtibial amputee gait with a weighted backpack on multiple surfaces ☆. *JCLB*, 30(10), 1119-1124.
- [72] Castro, M. P. De, Soares, D., & Mendes, E. (2014). Plantar Pressures and Ground Reaction Forces During Walking of Individuals With Unilateral Transfemoral Amputation. *PM&R*, 6(8), 698-707.e1. [htranstibiaisp://doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.01.019](https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.01.019)
- [73] Richards, J. (2008). *Biomechanics in Clinic and Research* (1a Edição). Philadelphia: ELSEVIER.
- [74] A.C. Amadio, P.H. Lobo da Costa, I.C.N. Sacco, J.C. Serrão, R.C. Araujo, L. M. e M. D. (2013). *Introducao a Biomecanica Analise Movimento Humano: Descrição Aplicação dos Metodos Medição*. Retrieved December 16, 2016, from

htranstibiaisp://www.ebah.com.br/content/ABAAAAuPwAF/introducao-a-biomecanica-analise-movimento-humano-descricao-aplicacao-dos-metodos-medicao#

- [75] Ewins, D., & Collins, T. (2014). Clinical Gait Analysis. Clinical Engineering. Elsevier Ltd. htranstibiaisp://doi.org/10.1016/B978-0-12-396961-3.00025-1
- [76] Tesio, L., Monzani, M., Gatranstibiaisi, R., & Franchignoni, F. (1995). Flexible electrogoniometers: kinesiological advantages with respect to potentiometric goniometers. *Journal Clinical Biomechanics*, 10(5), 2-4.
- [77] Boutaayamou, M., Schwartz, C., Stamatakis, J., Denoël, V., Maquet, D., Forthomme, B., ... Brüls, O. (2015). Development and validation of an accelerometer-based method for quantifying gait events. *Medical Engineering and Physics*, 37, 226-232.
- [78] Tong, K., & Granat, M. H. (1999). A practical gait analysis system using gyroscopes. *Medical Engineering and Physics*, 21, 87-94.
- [79] Davis III, R., Ounpuu, S., Tyburski, D., & Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10, 575-587.
- [80] Heisenberg, W. (2016). Gait Analysis Models in Common Use. Retrieved December 17, 2016, from htranstibiaisp://www.clinicalgaitanalysis.com/faq/sets/
- [81] Martínez-Nova, A., Cuevas-García, J. C., Pascual-Huerta, J., & Sánchez-Rodríguez, R. (2007). BioFoot® in-shoe system: Normal values and assessment of the reliability and repeatability. *The Foot*, 17(4), 190-196.
- [82] Instituto de Biomecánica de Valencia. (2002). Dossier técnico Biofoot/IBV. (I. B. de Valencia, Ed.) (pp. 1-14). Valencia.
- [83] Rosa, P. (2014). A review of the utilization of baropodometry in postural assessment. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 18, 215-219.
- [84] Whitranstibiaisle, M. W. (1996). Clinical gait analysis: A review. *Human Movement Science*, 15, 369-387.
- [85] Urry, S - Plantar Pressure Measurement Sensors. *Measurements Science Technology*. Vol. 10.(1999). p. 16-32.
- [86] Villegier, D., Costes, A., Watier, B., & Moretranstibiaiso, P. (2014). An algorithm to decompose ground reaction forces and moments from a single force platransfemoraisorm in walking gait. *Medical Engineering and Physics*, 36(11), 1530-1535.
- [87] Orlin, N; Mcpoil, G - Plantar Pressure Assessment. *Physical Therapy*. Vol. 80. (2000). p. 399-409.
- [88] Correia, J. H., & Carmo, J. P. (2013). *Introdução à Instrumentação Médica* (1a Edição). Lisboa: LIDEL.
- [89] Soderberg, GL - Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Setranstibiaising: Expert Perspectives. Department of Health and Human Services. (1992).
- [90] DeLuca, C - The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. Vol. 13. n.º 2 (1993). p. 135-163.

- [91] Basmajian, J; De Luca, C - Muscles Alive, Their Function Revealed by Electromyography. 5th. USA: Williams e Wilkins, 1985.
- [92] Wentink, E. C., Schut, V. G. H., Prinsen, E. C., Rietman, J. S., & Veltink, P. H. (2014). Gait & Posture Detection of the onset of gait initiation using kinematic sensors and ELECTROMIOGRAFIA in transfemoral amputees. *Gait & Posture*, 39(1), 391-396.
- [93] Silverman, A. K., & Neptune, R. R. (2012). Muscle and prosthesis contributions to amputee walking mechanics : A modeling study. *Journal of Biomechanics*, 45(13), 2271-2278.
- [94] endolite. (2017). Epirus. Retrieved September 1, 2017, from [htranstibiaisp://www.endolite.com/products/epirus](http://www.endolite.com/products/epirus)
- [95] endolite. (2017). KX06. Retrieved September 1, 2017, from [htranstibiaisp://www.endolite.com/products/kx06](http://www.endolite.com/products/kx06)
- [96] INNOVATIONS, F. (2017). Kinterra Foot/Ankle System. Retrieved September 1, 2017, from [htranstibiaisp://www.freedom-innovations.com/kinterra/](http://www.freedom-innovations.com/kinterra/)
- [97] Qualisys AB. (2011). QTM Qualisys Track Manager. Gothenburg.
- [98] Bertec Corporations. (2012). Bertec Force Plates. Leeds.
- [99] Sousa, A. S. P., Santos, R., Oliveira, F. P. M., & Tavares, J. M. R. S. (2012). Analysis of ground reaction force and electromyographic activity of the gastrocnemius muscle during double support. *Journal of ENGINEERING IN MEDICINE*, 226(5).
- [100] Sousa, A. S. P., & Tavares, J. M. R. S. (2012). Effect of Gait Speed on Muscle Activity Patranstibiaiserns and Magnitude During Stance. *Motor Control*, 16, 480-492.
- [101] Sousa, A. S. P., Silva, A., & Tavares, J. M. R. S. (2013). Interlimb relation during the double support phase of gait : An electromyographic , mechanical and energy-based analysis. *Journal of ENGINEERING IN MEDICINE*, 0(0), 1-7.
- [102] Sousa, A. S. P., & Tavares, J. M. R. S. (2015). Interlimb Coordination During Step-to-Step Transition and Gait Performance. *Journal of Motor Behavior*, 0(April), 1-12.
- [103] Sousa, A. S. P., & Tavares, J. M. R. S. (2012). Surface Electromyographic Amplitude Normalization Methods: A review. In *Electromyography: New Developments, Procedures and Applications* (pp. 85-102). Porto: Nova Science Publichers.
- [104] Pitkin, M. R. (2010). *Biomechanics of Lower Limb Prosthetics*. Boston: Springer.
- [105] PLUX Wireless Biosignals S.A. (n.d.). *biosignalsplux User Manual*. Arruda dos Vinhos.

Anexos

I. Termo De Consentimento Informado

TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

O termo de consentimento informado deve ser específico do Estudo de Investigação (o modelo deve ser adaptado ao estudo em causa, acrescentando outros dados considerados pertinentes ou eliminando partes não aplicáveis).

Compete ao Investigador Principal, prestar aos Participantes do estudo as informações necessárias ao consentimento livre e esclarecido.

Declaração de consentimento informado

Conforme alei 67/98 de 26 de Outubro e a “Declaração de Helsínquia” da Associação Médica Mundial (Helsínquia 1964; Tóquio 1975; Veneza 1983; Hong Kong 1989; Somerset West 1996, Edimburgo 2000; Washington 2002, Tóquio 2004, Seul 2008, Fortaleza 2013)

Estudo Biomecânico da Marcha em Indivíduos Amputados de Membro Inferior

Eu, _____: Fui informado de que o Estudo de Investigação acima mencionado se destina a recolha de parâmetros espaciotemporais (cadência, velocidade, comprimento do passo e passada), tal como a recolha de dados relativamente a amplitude articular do membro amputado em termos estáticos e dinâmicos tal como as forças e momentos existentes na marcha para realização de uma comparação com indivíduos com os membros inferiores sãos.

Sei que neste estudo está previsto a realização de um questionário e realização de testes que envolvem a execução da marcha e de movimento da amplitude articular do membro amputado, tendo sido explicado em que consiste e os seus possíveis riscos de realização.

Foi-me garantido que todos os dados relativos à identificação dos Participantes neste estudo são confidenciais e que será mantido o anonimato.

Sei que posso recusar-me a interromper a qualquer momento a participação no estudo, sem nenhum tipo de penalização por este facto.

Compreendi a informação que me foi dada, tive oportunidade de fazer perguntas e as minhas dúvidas foram esclarecidas.

Aceito participar de livre vontade no estudo acima mencionado.

Também autorizo a divulgação dos resultados obtidos no meio científico, garantido o anonimato.

Nome do Investigador: José António Luz Viegas.

Contactos: Correio electrónico: josealviegas.93@gmail.com / Telemóvel: 96 98 08 309.

Data

Assinatura

____/____/____



II. Questionário

Questionário

“Estudo Biomecânico da Marcha em Indivíduos Amputado de Membros Inferiores”

Este questionário está integrado ao estudo referido a cima com intuito de apoiar este trabalho académico de investigação para conferir o grau de mestrado, no Curso de Mestrado em Engenharia Biomédica (MEB) da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP).

O estudo será realizado no Centro de Estudos do Movimento e Actividade Humana (CEMAH), da Escola Superior de Saúde (ESS), no Porto. O estudo conta ainda com o apoio do Padrão Ortopédico, que realiza a ligação e apoio entre os participantes e o estudo.

Este questionário encontra-se dividido e 3 partes: a primeira parte relaciona-se com os dados do indivíduo e a actividade que realiza diariamente; a segunda parte refere-se a amputação, nível de amputação e etiologia do participante; a terceira parte aborda o tipo de prótese que utiliza.

Todos os dados relativos à identificação do participante neste estudo são confidenciais ao qual é garantido o anonimato.

PARTE I

1. Nome: _____
2. Idade: _____
3. Sexo: F ☐ M ☐
4. Peso: _____
5. Altura: _____
6. Actividade de Vida Diária/Actividade Física (0- raramente ando (**Muito Pouco Activo**)/ 1- ando algumas vezes em casa (**Pouco Activo**)/ 2- passeio fora de casa (**Activo**)/ 3- passeio e trabalho (**Muito Activo**)/ 4- passeio, trabalho e faço desporto (**Bastante Activo**)):
0 ☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☐
7. Que tipos de condições encontra no seu dia-a-dia, quando realiza a marcha, normalmente no seu quotidiano e habitação:
Escadas ☐ Rampas ☐ Elevador ☐ Passeios Irregulares ☐
Tapetes/Carpets ☐ Outros ☐ _____
8. Durante quanto tempo de marcha consegue suportar sem realizar paragens, ou com paragens de breves instantes: _____

9. Ao realizar a marcha, durante as suas actividades de vida diária, sofreu alguma queda:

Sim ☐ Não ☐

9.1. Tem receio de cair, quando realiza a sua marcha: Sim ☐ Não ☐

10. No decorrer da marcha da sua, alguma vez sentiu ou sente dor:

Sim ☐ Não ☐

10.1. Se Sim e se lembra, localize: _____

PARTE II

1. Nível de Amputação:

Amputação Transfemoral ☐

Desarticulação do Joelho ☐

Amputação Transtibial ☐

1.1. No caso do seu nível de amputação ser uma amputação do tipo transtibial ou transfemoral, qual o comprimento do membro amputado:

Coto Longo (1/3 Distal) ☐ Coto Médio (1/3 Medial) ☐ Coto Curto (1/3 Proximal) ☐

1.2. Qual dos membros foi amputado: Direito ☐ Esquerdo ☐

2. Etiologia da amputação:

Congénita ☐ Infecciosa ☐ Traumática ☐

Tumoral ☐ Vascular ☐

3. Há quanto tempo se encontra amputado: _____

3.1. Há quanto tempo utiliza prótese: _____

4. Estado do Coto:

4.1. Apresenta úlceras de pressão ou excertos cutâneos: Sim ☐ Não ☐

4.1.1. Se Sim, onde: _____

4.2. Apresenta edema: Sim ☐ Não ☐

4.2.1. Se Sim, onde: _____

4.3. Aspecto da cicatrização: Bom estado ☐ Mau estado ☐

PARTE III

1. Qual é o tipo de prótese que é portador:

Prótese Exosquelética ☐ Prótese Endosquelética ☐

2. Que tipo de encaixe usa: _____

2.1. Principais características do encaixe:

3. Que tipo de meio de suspensão utiliza: _____

3.1. Principais características do meio de suspensão:

4. Que tipo de pé protésico utiliza: _____

4.1. Principais características do pé protésico:

5. Qual é o tipo de joelho protésico que utiliza: _____

5.1. Principais características do pé protésico:

6. Observações: